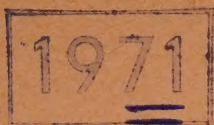


C.H.U. BROUSSAIS

Paris 1971
HOTEL - DIEU



54

**THESE
POUR LE
DOCTORAT EN MEDECINE**

(DIPLOME D'ETAT)

PAR

**Jacques-Pierre
CHERMET**

Né le 2 Mars 1941 à Paris XII^e
Interne des Hôpitaux de Paris

Présentée et soutenue publiquement le

**L' ANGIOCARDIOGRAPHIE
FRACTIONNEE**

Théorie - Technique - Résultats

A propos de 510 injections intermittentes de produit de contraste
(Radio-Selectant 76 %)

PRESIDENT : MONSIEUR LE PROFESSEUR CHARLES DUBOST

**THESE
POUR LE
DOCTORAT EN MEDECINE**

(DIPLOME D'ETAT)

PAR

**Jacques-Pierre
CHERMET**

Né le 2 Mars 1941 à Paris XII^e
Interne des Hôpitaux de Paris

Présentée et soutenue publiquement le

**L' ANGIOCARDIOGRAPHIE
FRACTIONNEE**

Théorie - Technique - Résultats

A propos de 510 injections intermittentes de produit de contraste
(Radio-Selectant 76 %)

PRESIDENT : MONSIEUR LE PROFESSEUR CHARLES DUBOST

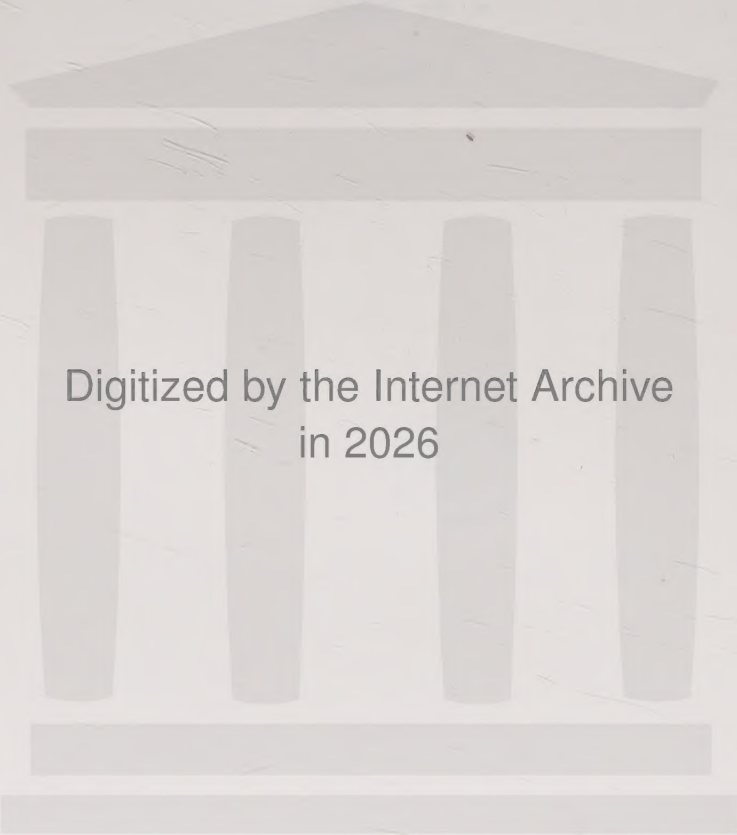
Synonyme: intermittente ou pulsée. Nous avons préféré la dénomination fractionnée car celle-ci met en valeur la réduction volumétrique du liquide de contraste qui représente l'élément fondamental de cette nouvelle technique dont le bénéficiaire majeur reste le malade.



A Mes Parents

A Ma Femme

A Hélène



Digitized by the Internet Archive
in 2026

A MONSIEUR LE PROFESSEUR Ch. DUBOST

*Qui a bien voulu accepter la présidence
de cette thèse.*

*Qu'il veuille bien y trouver notre
admiration et notre respectueuse gratitude.*

A MONSIEUR LE PROFESSEUR AGREGE J. ECOIFFIER

En témoignage de notre profonde reconnaissance pour nous avoir permis de réaliser ce travail dans son service et pour tous les précieux conseils qu'il nous a prodigués en radiologie Cardio-vasculaire.

A MONSIEUR LE PROFESSEUR AGREGÉ J. FERRANE

*Qui m'a fait l'honneur de m'accueillir
dans son service.*

*Qu'il veuille bien trouver dans ce
travail un modeste hommage à son impor-
tante contribution à l'Angiocardiographie.*

AU DOCTEUR P. CHICHE, MEDECIN DES HOPITAUX

*dont l'enseignement de cardiologie est
pour tous un modèle.*

*En témoignage de notre reconnaissance
pour la bienveillance dont il a toujours
fait preuve à notre égard.*

AUX DOCTEURS N. SCHAD ET J. P. STUCKY

*Ce travail ne représente qu'un modeste
fruit de l'œuvre de pionnier qu'ils ont
accomplie en ce domaine.*

A MONSIEUR LE DOCTEUR GRELLET

PROFESSEUR AGREGÉ, RADIOLOGISTE DES HOPITAUX

AU DOCTEUR A. BONNEMAZOU

CHEF DE CLINIQUE - ASSISTANT DES HOPITAUX

*En remerciement pour sa sympathique
collaboration à ce travail.*

A MES COLLEGUES ET AMIS D'INTERNAT

- E. KIEFFER
- A. CALMAT
- G. PONCET (in Memoriam)

A MES MAITRES DANS LES HOPITAUX

EXTERNAT

- PROFESSEUR GERMAIN
- PROFESSEUR BUGE
- DOCTEUR TRICOT
- PROFESSEUR AGREGE BONFILS
- DOCTEUR WEILL

INTERNAT

- PROFESSEUR AGREGE BONFILS
- DOCTEUR CHICHE
- PROFESSEUR AGREGE ECOIFFIER
- DOCTEUR PICARD
- PROFESSEUR AGREGE FERRANE
- PROFESSEUR AGREGE CHERIGIE

INTRODUCTION

PLAN

L'injection fractionnée du produit de contraste dans le cœur n'est pas une idée nouvelle. Par contre sa réalisation pratique se heurtait jusqu'à ces dernières années à deux impossibilités techniques :

- Obtenir des systèmes d'injection qui permettent des temps de montée en pression très faibles.
- Coupler l'injection aux phases cardiaques, c'est-à-dire à l'E.C.G.

C'est le mérite de SCHAD et STUCKY d'avoir résolu ces deux problèmes. Par la suite ils ont établi les bases théoriques de l'injection fractionnée dans le cœur et démontré par leurs résultats cliniques, la validité et l'intérêt de cette nouvelle méthode d'exploration angiocardio-graphique.

Ce travail ne saurait être comparé au leur et ne fait que transcrire nos premiers essais, nos résultats, et les réflexions théoriques et pratiques qu'ils nous ont suggérées.

Il comprend six parties :

- 1°) Un bref rappel sur les aléas techniques de l'angiocardio-graphie sélective traditionnelle.
- 2°) La théorie physique de l'angiocardio-graphie fractionnée avec les chapitres suivants :
 - Economie de liquide de contraste par l'injection fractionnée. Facteur C.M.F.
 - Prolongation du temps d'observation par l'injection fractionnée. Facteur Temps T.F.
 - Injection fractionnée à un moment quelconque du cycle cardiaque. Injection fractionnée pendant la phase de remplissage de la cavité cardiaque.
 - La diastole et le facteur Temps T.F. par rapport à la fréquence cardiaque.
 - Temps d'observation et Temps d'injection total pour des fréquences cardiaques différentes. Nombre d'injections diastoliques nécessaires.
 - Concentration du liquide de contraste par injection continue et par injection diastolique fractionnée.
 - Recherche théorique d'une technique d'injection fractionnée optimale. Courbe et facteur d'enrichissement.

- 3°) Les rapports entre le contraste de l'image angiocardio-graphique et sa quantité d'information seront abordés par l'intermédiaire de notions de psychophysique sensorielle appliquée à l'angiocardioraphie fractionnée.
 - 4°) La seringue automatique Contrac 3E sera brièvement analysée.
 - 5°) Notre technique d'injection fractionnée sera ensuite détaillée.
 - 6°) Enfin nos résultats seront exposés avec des exemples, parfois entachés d'erreurs que nous avons volontairement conservées et discutées, espérant qu'elles pourront aussi servir à d'autres dans l'élaboration, parfois délicate, d'une technique rigoureuse.
-

ABREVIATIONS

t_{total}	: Temps total d'observation pour une injection fractionnée ($t_{dur} + t_{del}$).
$\Delta C M$	: Volume de liquide de contraste économisée par l'injection fractionnée.
$n.t del$	: Somme des temps des Delay = $t del.total$.
Delay	: Temps de pause avant l'injection. Nous avons préféré conserver les termes anglo-saxons inscrits sur le pupitre de commande de la Seringue afin d'éviter toute confusion.
L.C	: Liquide de contraste = Radio-Sélectan 76 %.
C M	: Volume de L C nécessaire pour l'injection continue.
C M'	: Volume de L C requis pour l'injection fractionnée.
C M F	: Rapport du temps de duration sur le temps total = facteur d'économie de L C.
Duration	: Temps d'injection effectif au cours d'une injection fractionnée.
$n.t dur$	: Somme des temps des Duration = $t dur.total$.
T F	: Facteur temps. Inverse du C M F.
$t del.max$	: Durée maximale du delay.
$t s$	: Durée de la systole.
$t d$	: Durée de la diastole.
Δt	: Temps d'observation gagné par injection fractionnée.
$t dur.min.$	: Durée minimale de la duration.
C t	: Concentration du L C.
S V	: Volume systolique d'éjection.
$e d v$	: Volume télédiastolique.
d_1	: Première diastole.
$t d_1, t s_1$	: Temps d'injection pendant la première diastole, systole.

C t d	: Concentration du L C en fin de diastole.
C t d ₁	: Concentration du L C à la fin, de la première injection diastolique.
C t d _{1,2,3,...n}	: Concentration du L C en fin de diastole après n cycles cardiaques commencés avec une diastole.
C t s	: Concentration du L C en fin de systole.
C t s _{1,2,3,...n}	: Concentration du L C en fin de systole après n cycles cardiaques commencés avec une diastole.
e s v o	: Résidu post-systolique (en injection diastolique fractionnée = edv - sv.)
e s v _i	: Résidu post-systolique (en injection continue = e s v o + volume de L C injecté en systole).
R S	: Rapport systolique d'éjection $\frac{SV}{edv}$.
S V %	: Idem (×100).
R e s _o	: Rapport de fin de systole (en injection diastolique fractionnée) $\frac{esvo}{edv}$
R e s _i	: Rapport de fin de systole (en injection continue).
C M d ₁	: Volume de L C en fin de première diastole.
A F n	: Facteur d'enrichissement.
C M n	: Volume de L C retenu à la fin de chaque diastole ou de chaque systole (C M dn et C M sn).
m	: m systoles après la fin de l'injection.
C M d	: Volume L C injecté en diastole (= aussi au volume L C en fin de diastole).
C M s	: Volume L C en fin de systole.
C t d m	: Concentration L C en fin de diastole après m. systoles comptées après la fin de l'injection.
A F'm	: Facteur d'enrichissement après m systoles après la fin de l'injection.
I F	: Facteur d'injection.

RAPPELS SUR LA TECHNIQUE ET L'INTERPRETATION DE L'ANGIOCARDIOGRAPHIE SELECTIVE TRADITIONNELLE EN INJECTION CONTINUE

- 1 - Un grand volume de L C est nécessaire, en moyenne 1-1,2 (Max 1,5) ml/kg chez un adulte et environ 1,5-2 ml/kg chez le grand enfant voire 3 ml/kg si l'injection est faite dans le cœur droit ou l'artère pulmonaire lorsqu'il existe un débit très augmenté et lorsque l'on veut un contraste correct.

Les inconvénients sont bien connus.

- A) Surcharge d'un ventricule parfois déjà insuffisant.
 - B) Arrêt cardiaque en diastole, de mécanisme discuté, bien visible en cinéangiocardiographie, le plus souvent transitoire et alors bénin quoique angoissant.
 - C) **Impossibilité de répéter les injections opacifiantes à différents niveaux et sous différentes incidences.**
- 2 - A l'opposé, chez le nourrisson, les faibles quantités relatives de L C autorisées sont rapidement emportées car la fréquence cardiaque est élevée à cet âge; de la sorte le temps d'observation est très court.
- 3 - La quantité d'information fournie à l'œil, est fortement perturbée par l'injection continue d'un volume élevé en un temps bref. Le maximum d'information se situe au début et à la fin de l'injection. La variation du contraste perceptible est trop brutale, l'œil ne perçoit plus qu'un contraste noir et blanc. L'étude de détail est singulièrement appauvrie.

Ainsi le temps et la quantité d'information sont faibles.

- 4 - Les perturbations hémodynamiques sont importantes. Le volume injecté mais aussi le temps de l'injection impriment leurs propres inconvénients; lorsque l'injection est continue (systolo-diastolique) elle touche la phase de remplissage comme la phase d'éjection.

Les injections sélectives peuvent ainsi produire.

- A) Un shunt gauche-droit ou droit-gauche temporairement renversé.
 - B) Une insuffisance valvulaire illégitime, dûe bien plus à des extrasystoles prématurées (la mitrale n'est pas fermée) qu'à l'extrémité du cathéter placé trop près d'une valve.
- 5 - L'injection continue augmente le risque d'injection intra-myocardique qui représente une sérieuse complication parfois fatale, chez le petit enfant.

THEORIE DE L'ANGIOCARDIOGRAPHIE FRACTIONNEE

1. ECONOMIE DE LIQUIDE DE CONTRASTE PAR L'INJECTION FRACTIONNEE.

Si on injecte de façon intermittente pendant un temps total t_{total} , l'économie de liquide de contraste $L C$ correspond au volume $\Delta C M$ qui aurait été injecté à la même vitesse (débit) pendant les " delay ".

$$\Delta C M = n \cdot t_{del} \cdot I \text{ (débit)} \quad (1)$$

Soit $C M$ la quantité de $L C$ nécessaire pour l'injection continue on en déduit $\Delta C M$ et on obtient $C M'$ la quantité effective requise pour l'injection fractionnée.

$$C M' = C M - \Delta C M \quad (2)$$

Plus simplement, on peut calculer $C M'$ en considérant un facteur $C M F$. Il suffira de multiplier ce facteur par le volume nécessaire de $L C$ lors d'une injection continue pour ramener $C M$ à $C M'$.

$$C M' = C M \cdot C M F \quad C M F = \frac{C M'}{C M} \quad (3)$$

$C M F$ indique (sous forme de rapport) la fraction de $C M$ qui doit être effectivement injectée pour une injection fractionnée.

On peut calculer $C M F$ en tenant compte de (1)-(2)-(3).

$$C M F = 1 - \frac{n \cdot t_{del} \cdot I}{C M} \quad (4)$$

$$\text{Or } C M = n (t_{dur} + t_{del}) I \quad (5)$$

car le temps total d'une injection continue est composé de la somme des temps des duration et des temps des delay.

En comparant (4) et (5) il vient :

$$C M F = \frac{t_{dur}}{t_{dur} + t_{del}}$$

Le facteur $C M F$ correspond donc au rapport du temps de duration sur le temps total. Plus ce facteur sera petit plus l'injection fractionnée aura permis d'économiser du $L C$.

L'injection sera d'autant plus avantageuse que ce facteur sera petit. Ce facteur diminue pour une duration décroissante ou pour un delay croissant.

2 - PROLONGATION DU TEMPS D'OBSERVATION PAR L'INJECTION FRACTIONNEE.

En injection fractionnée on gagne en temps d'observation tous les temps de delay.

$$\text{Gain de temps } \Delta t = n. t \text{ del} \quad (7)$$

Le temps total d'observation $t \text{ total}$ se composant de la somme de toutes les duration ($n. t \text{ dur.}$) et du temps gagné.

$$t \text{ total} = (n t \text{ dur}) + \Delta t = n (t \text{ dur} + t \text{ del}) \quad (8)$$

Donc lors d'une injection fractionnée le temps pendant lequel on reçoit l'information est allongé par rapport au temps effectif de l'injection.

Il faut alors tenir compte d'une autre mesure: le facteur temps $T F$. Il représente le rapport de deux temps, **et plus $T F$, est**

$$T F = \frac{t \text{ total}}{n. t \text{ dur}} \quad (9)$$

grand plus le temps d'observation est grand. Il peut se calculer à partir des temps donnés de duration et de delay.

En décomposant le $t \text{ total}$ on obtient à partir de (9):

$$T F = 1 + \frac{t \text{ del}}{t \text{ dur}} \quad (10)$$

Le facteur temps devient plus grand si la duration diminue et le delay s'accroît.

Si on compare $T F$ et $C M F$, on voit que l'un se déduit de l'autre :

$$\begin{aligned} T F &= \frac{t \text{ dur} + t \text{ del}}{t \text{ dur}} & C M F &= \frac{t \text{ dur}}{t \text{ dur} + t \text{ del}} \\ T F &= \frac{1}{C M F} & C M F &= \frac{1}{T F} \end{aligned} \quad (11)$$

Cela signifie que lors d'une injection fractionnée on peut augmenter le temps d'observation d'un facteur $T F$ par rapport au temps effectif d'injection et on peut diminuer pendant le même temps la quantité de $L C$ d'un facteur $\frac{1}{T F}$.

Les deux temps (delay et duration) influent donc sur le gain de temps et l'économie de $L C$ de la même façon, soit favorable soit défavorable. Si le delay est de plus en plus court, la valeur des chiffres des 2 facteurs tend vers 1.

Cette valeur est atteinte si $t_{del} = 0$, c'est-à-dire lors d'une injection continue. De la même façon qu'on peut déduire C M F de T F on peut calculer $\Delta C M$ à partir du gain de temps Δt .

D'après (1) et (7) il vient :

$$\begin{aligned} \Delta C M &= n. t_{del}. I & \Delta t &= n. t_{del} \\ \Delta C M &= \Delta t. I & \Delta t &= \frac{\Delta C M}{I} \end{aligned} \quad (12)$$

Le temps de delay ne peut pas être augmenté à volonté, si on veut que le contraste reste suffisant pour l'information. La durée maximale du delay ne doit pas dépasser un cycle cardiaque R R.

$$t_{del-max} = R R \quad (13)$$

De même le temps de duration ne peut pas être raccourci à volonté, le débit ayant des limites. Enfin nous le reverrons il n'y a aucun intérêt à obtenir en pratique des T F > 2,5 - 3.

La figure 1 montre le comportement de T F en fonction du delay pour différentes duration.

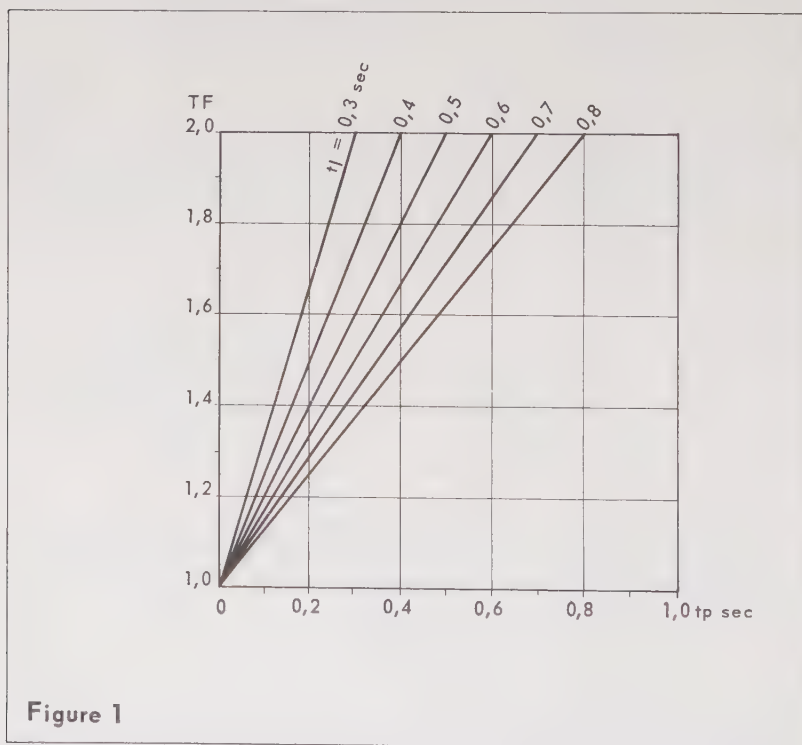


Figure 1

Dans cette figure $tI = t_{duration}$ $tp = t_{delay}$.

T F atteint sa plus grande valeur 2 lorsque $t_{dur} = t_{del}$. La duration ne doit pas être plus longue que le delay ou au plus égal à ce temps.

Le temps disponible à l'information se déduit donc du temps effectif d'injection (t_{dur}) multiplié par le facteur T F. Ce dernier est ainsi une mesure de la prolongation du temps d'observation grâce à l'injection fractionnée.

3 - INJECTION FRACTIONNEE A UN MOMENT QUELCONQUE DU CYCLE CARDIAQUE ET INJECTION FRACTIONNEE UNIQUEMENT PENDANT LA PHASE DE REMPLISSAGE DE LA CAVITE CARDIAQUE.

A) Dans le premier cas, une partie du L C risque d'être injectée pendant la phase d'éjection, cette quantité sera immédiatement perdue pour l'étude de la cavité.

C'est pourquoi lors d'une injection intermittente, indépendante des phases cardiaques, la duration ne devrait pas être plus courte que la durée de la systole dans les ventricules et plus courte que la durée de la diastole dans les oreillettes. On serait ainsi certain d'opacifier la cavité cardiaque pendant au moins une courte fraction de sa phase de remplissage.

De même le delay ne doit pas dépasser le temps de remplissage de la cavité.

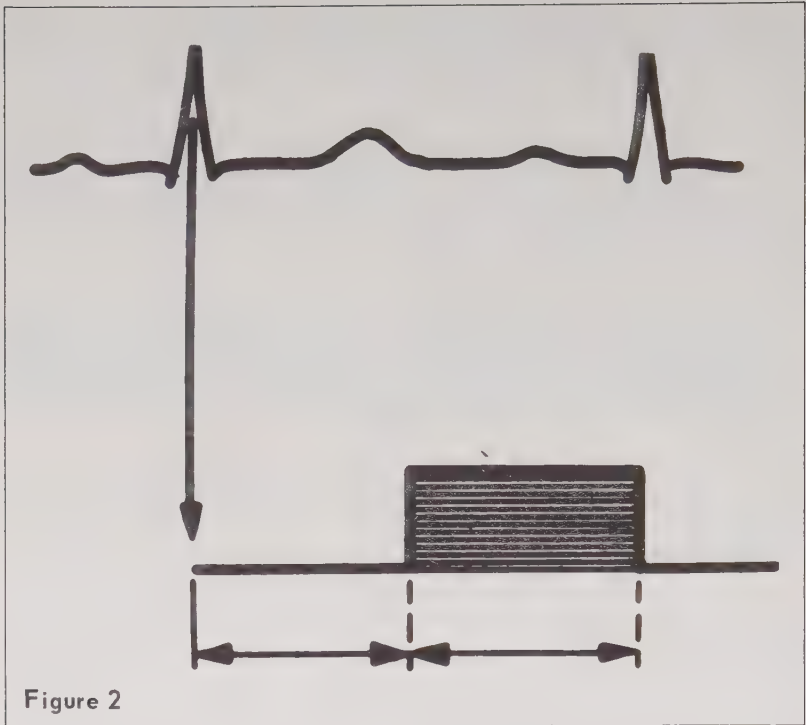
$$\text{Ventricule : } t_{dur \min} \geq t_s \quad t_{del \max} \leq t_d \quad (14)$$

$$\text{Oreillette : } t_{dur \min} \geq t_d \quad t_{del \max} \leq t_s \quad (15)$$

B) Dans le second cas, la valvule distale est fermée. Le volume injecté est utilisé au maximum pour l'information. On peut ainsi obtenir un facteur T F appréciable.

L'injection diastolique (pour le ventricule) commence à la fin de l'onde T de l'E C G. Elle se termine au début du pic de l'onde R (celle-ci servant de signal d'arrêt). Le début de la duration se situe donc certainement dans la diastole alors que la fin se situe au commencement de l'excitation de la cavité mais toujours avant le début de la systole mécanique. La duration correspond ici à la durée de la diastole lors d'une injection intra-ventriculaire.

$$t_{dur} = t_d.$$



Delay - Duration - Injection diastolique

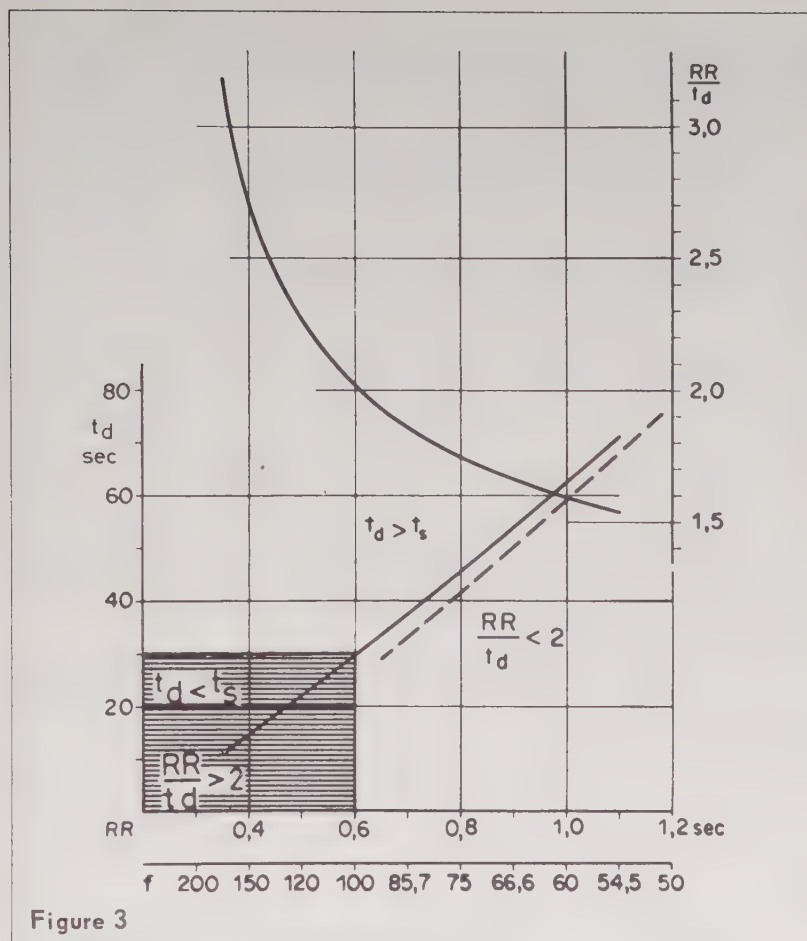
4 - LA DIASTOLE ET LE FACTEUR TEMPS T F PAR RAPPORT A LA FREQUENCE CARDIAQUE.

La durée de la diastole dépend de la fréquence cardiaque (f/min.). Pour la calculer, on peut utiliser les valeurs et les formules données en électrocardiographie sur le temps Q T ou bien utiliser le temps de la systole électro-mécanique Q-B₂ (intervalle entre le début de l'onde Q et le deuxième bruit du cœur). En ce qui concerne la durée de la systole et donc le début de la diastole, cet intervalle Q-B₂ est plus exact que la fin de l'onde T, bien que selon certains le temps Q-B₂ soit plus long que le temps Q T dans 29 % des cas.

Et pour une injection diastolique intra-ventriculaire.

$$t_d = t_{dur} = RR - (QB_2) = RR - t_s \quad RR = \frac{60}{f} \quad (16)$$

La figure 3 permet d'étudier les valeurs moyennes de Td obtenues soit à la suite des études sur le temps Q T soit par rapport à la durée de RR ou par rapport à la fréquence cardiaque f.



Légende : La ligne pleine correspond aux valeurs de t_d calculées à partir de Q_T ; les lignes hachurées, un peu plus basses, donnent les valeurs de t_d calculées à partir de Q_{B_2} .

Le LC injecté dans le ventricule lors de la diastole s'enrichit mais en même temps il est dilué par le sang qui arrive de l'oreillette. A la fin de la diastole, la concentration maximale est atteinte. A la fin de la systole suivante, une partie seulement du mélange sang. LC aura été rejeté, **mais la concentration du LC reste la même dans le ventricule**, en supposant le mélange homogène.

Il en découle que si la concentration du LC à la fin de la diastole est suffisante pour l'information, nous avons gagné pour l'observation la durée de la systole t_s qui correspond ici au delay.

Gain de temps lors d'une injection diastolique intraventriculaire :

$$\Delta t = n \cdot t_s \quad (17)$$

A partir de là, le $\Delta C M$ pour une vitesse d'injection donnée peut être calculée. Les équations (12) et (17) donnent :

$$\Delta C M = \Delta t \cdot I = n \cdot t s \cdot I \quad (18)$$

Pour les oreillettes (injection systolique qui correspond à leur phase de remplissage) il faut remplacer $t s$ par $t d$.

Le facteur temps $T F$, rapporté à un cycle cardiaque, se calcule d'après (10).

$$\text{Injection diastolique } T F = \frac{R R}{t d} = 1 + \frac{t s}{t d} \quad (19)$$

$$\text{Injection systolique } T F = \frac{R R}{t s} = 1 + \frac{t d}{t s} \quad (20)$$

$T F$ dépend donc de la durée de la période cardiaque par rapport au temps d'injection (duration) et de la durée de la systole par rapport à la diastole.

Si l'on reprend maintenant la figure 3, non plus pour étudier $t d$, mais pour voir l'aspect de $T F$ pour différents f et différents $R R$, on constate :

1°) Lors d'une injection diastolique :

- Pour une $f > 100/\text{min}$. La diastole est plus courte que la systole $T F > 2$.
- Pour une $f = 100/\text{min}$. $t s = t d$, et $T F = 2$.
- Pour une $f < 100/\text{min}$. La durée de la diastole est supérieure à celle de la systole. $T F < 2$.

2°) Lors d'une injection systolique, le raisonnement inverse s'applique. $T F > 2$ pour des fréquences $< 100/\text{min}$.

Ces valeurs de $T F$ sont résumées dans le tableau ci-dessous (injection diastolique fractionnée).

f	$t s, t d$	$T F = \frac{R R}{t d}$
170	$t d < t s$	environ 3
100	$t d = t s$	2
50	$t d > t s$	environ 1,5

3°) La comparaison de $t d$ et de $t s$ repose sur la longueur du rectangle de la figure 3. Lorsque la durée respective de la duration et du delay reste identique sur un certain nombre d'injections, les facteurs $T F$ et $C M F$ sont stables puisque ceux-ci ne dépendent que des durées des diastoles et des systoles.

5 - TEMPS D'OBSERVATION (t_{total}) ET TEMPS D'INJECTION TOTAL ($t_{\text{dur total}}$) POUR DES FREQUENCES CARDIAQUES DIFFERENTES. NOMBRE D'INJECTIONS DIASTOLIQUES NECESSAIRES.

Si l'on veut atteindre un temps déterminé d'observation, par exemple pour le temps de prise de vue en cinéangiocardigraphie, on doit tenir compte :

- 1°) Du nombre de périodes cardiaques pendant lesquelles il faut injecter à une fréquence donnée, c'est-à-dire du nombre de delay et de duration nécessaires.
- 2°) Du temps effectif d'injection nécessaire ($t_{\text{dur total}}$).

Le nombre n d'injections nécessaires (duration) correspond au quotient du temps total d'observation (t_{total}) désiré divisé par $R R$.

$$n = \frac{t_{\text{total}}}{R R}$$

Le temps total d'injection lors d'une injection diastolique est égal à :

$$t_{\text{dur total}} = n \cdot t_d = t_{\text{total}} \cdot \frac{1}{T F} \quad (21)$$

Le temps total d'injection ($t_{\text{dur total}}$) est le produit du temps total d'observation (t_{total}) par l'inverse du $T F$.

La figure 4 fait ressortir le nombre de périodes cardiaques pendant lesquelles il faut injecter, pour des fréquences de 60, 100, 150/min., et quels temps d'injections effectifs il faut avoir pour obtenir un temps total d'observation de 2-3 secondes.

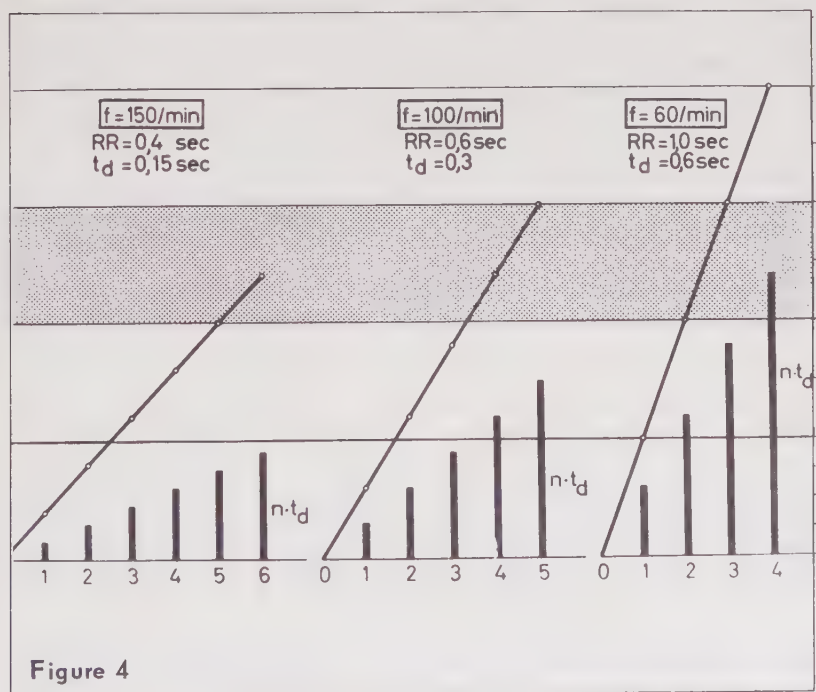


Figure 4

- Pour une fréquence cardiaque de 150/min. (à gauche de la figure) un t total de 2-3 secondes (zone hachurée) n'est atteint qu'au bout de 5-6 injections. Grâce aux courtes diastoles, le temps d'injection est court (colonnes noires). Ainsi le temps gagné, grâce aux systoles, qui sont à cette fréquence plus longues que les diastoles est élevé.
- Pour une fréquence de 100/min., on obtient un temps d'observation de 2-3 secondes au bout de 4-5 injections. Le temps d'injection est plus long qu'à de plus hautes fréquences et se situe entre 1-1,5 seconde (t dur total). Le temps gagné grâce aux systoles est plus court, puisque la systole et la diastole sont, à cette fréquence, de durée égale.
- Pour une fréquence lente de 60/min., on obtient déjà au bout de 2-3 injections le temps d'observation désiré. Mais la durée d'injection est relativement longue et se situe entre 1,2, 1,8 seconde.

Le temps gagné grâce aux systoles est faible puisque la diastole est plus longue.

Le tableau suivant reproduit ces valeurs.

Temps d'observation désiré (2-3").

f	NOMBRE D'INJECTIONS DIASTOLIQUES NECESSAIRES. n.	t DUR. TOTAL
60	2-3	1,2-1,8 seconde
100	4-5	1,0-1,5 seconde
150	5-6	<1 seconde

Ainsi, **en injection diastolique**, il faut bien plus de nombres d'injections pour les hautes fréquences cardiaques. De la même manière on peut dire que TF augmente, CMF et t dur. total diminuent. C'est pourquoi, l'injection diastolique fractionnée est particulièrement favorable chez l'enfant.

En injection systolique, le nombre n d'injections nécessaires pour un temps d'observation déterminé est le même que pour une injection diastolique, pour chaque fréquence cardiaque prise séparément.

Le temps systolique d'injection (n. ts) se déduit sur la figure 4 en examinant la distance des sommets des colonnes diastoliques à la courbe du temps total d'observation. **Et le temps systolique d'injection reste à peu près le même à partir d'une fréquence cardiaque de 100/min.**, à l'inverse de l'injection diastolique, au cours de laquelle le temps d'injection (duration) décroît dans cette zone de fréquence (la diastole décroissant).

L'injection systolique fractionnée est intéressante chez des patients à fréquences cardiaques basses, puisqu'alors le TF est grand, CMF et t dur. total petits.

6 - CONCENTRATION DU LIQUIDE DE CONTRASTE PAR UNE INJECTION CONTINUE ET PAR UNE INJECTION DIASTOLIQUE INTERMITTENTE.

Nous résumerons l'étude mathématique comparative de la concentration pour ces deux types d'injection. Ceci requiert certaines suppositions:

- Le volume télédiastolique (edv) et le volume systolique d'éjection (SV) ne varient pas durant l'injection.
- Le débit d'injection du L C est constant et ce dernier se mélange de façon homogène avec le sang.
- Le débit systolique d'éjection est constant.
- Les deux injections démarrent à la même période du cycle cardiaque (**le début de la première diastole d₁**).

On a pu ainsi comparer les 3 premières périodes cardiaques (celles-ci représentent approximativement la durée usuelle d'injection). De plus on a mis en évidence une concentration maximum (saturation) avec sa valeur propre et la rapidité avec laquelle on peut l'atteindre.

A) Injections diastoliques

La concentration est maximum à la fin de la diastole. Pendant la systole suivante, au cours de laquelle rien n'est injecté, la concentration reste égale à la concentration télédiastolique ($C_{ts} = C_{td}$); le mélange sang-produit de contraste ayant été supposé homogène, la concentration reste identique dans le résidu post-systolique.

A la diastole suivante la concentration augmente et on démontre qu'elle s'élève jusqu'à $\frac{C_{td1}}{R S}$ **qui représente la concentration maximum possible pendant des injections diastoliques.** On démontre également que la concentration s'élève en suivant un trajet exponentiel ascendant.

B) Injections continues

Celles-ci, comme les précédents rappelons-le, commencent au début de la diastole. Pendant la première diastole, la concentration s'élève à la même valeur télédiastolique que lors d'une injection diastolique; la concentration initiale est la même (C_{td1}).

La concentration C_{tsn} en fin de systole après n. cycles cardiaques commencés par une diastole (d_1) suit également une courbe exponentielle ascendante et s'en va vers une concentration limite.

C) Comparaison des 2 techniques d'injections

Les résultats mathématiques permettent de constater les faits suivants :

- La concentration du L C augmente durant les 2 types d'injection.
- L'élévation de la concentration dépend, dans les 2 techniques, de la concentration initiale C_{td1} et du SV %.
- Dans les injections continues, elle dépend en plus du rapport $\frac{ts}{td}$. Lorsque ce dernier est égal à 1, les 2 paramètres effectifs restent C_{td1} et SV %.

Nous envisagerons séparément l'étude de certaines valeurs permettant la comparaison précise des 2 techniques.

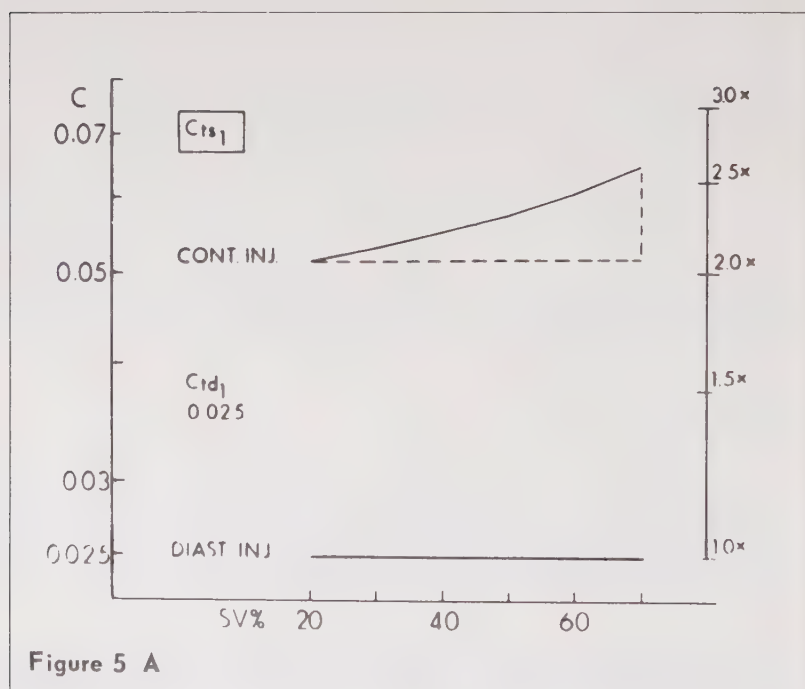
1) Concentration à la fin de la première systole C_{ts1} .

$C_{tsn} = C_{tdn}$, mais seulement en injection diastolique fractionnée.

En injection continue, la C_{tsn} sera toujours plus élevée que la concentration en fin de diastole précédente.

$$C_{tsn} > C_{tdn}.$$

La concentration C_{ts1} s'élève plus avec des SV % importants et cette augmentation de C_{ts1} par rapport à C_{td1} est un peu plus importante avec une C_{td1} basse au départ. La figure 5 résume ces notions pour 3 valeurs de C_{td1} .



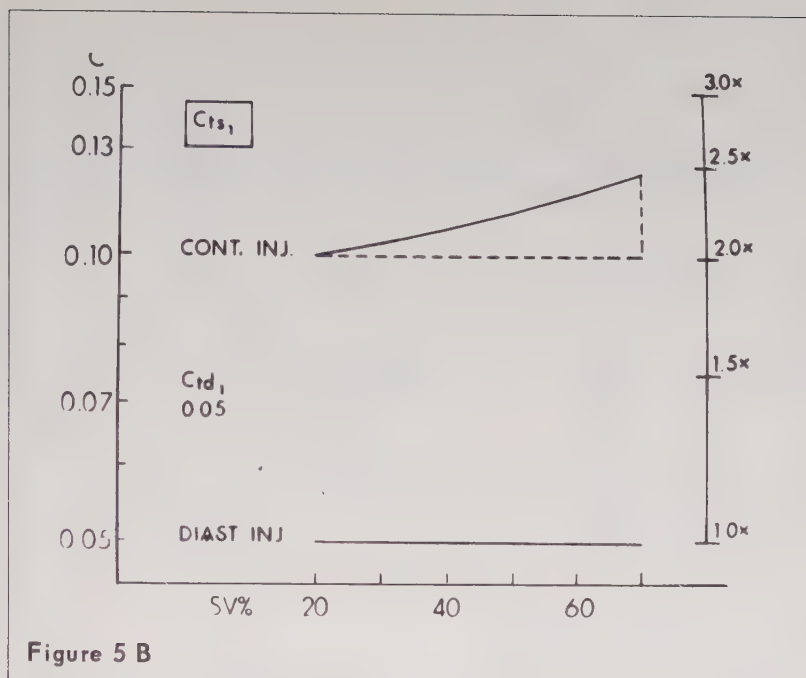


Figure 5 B

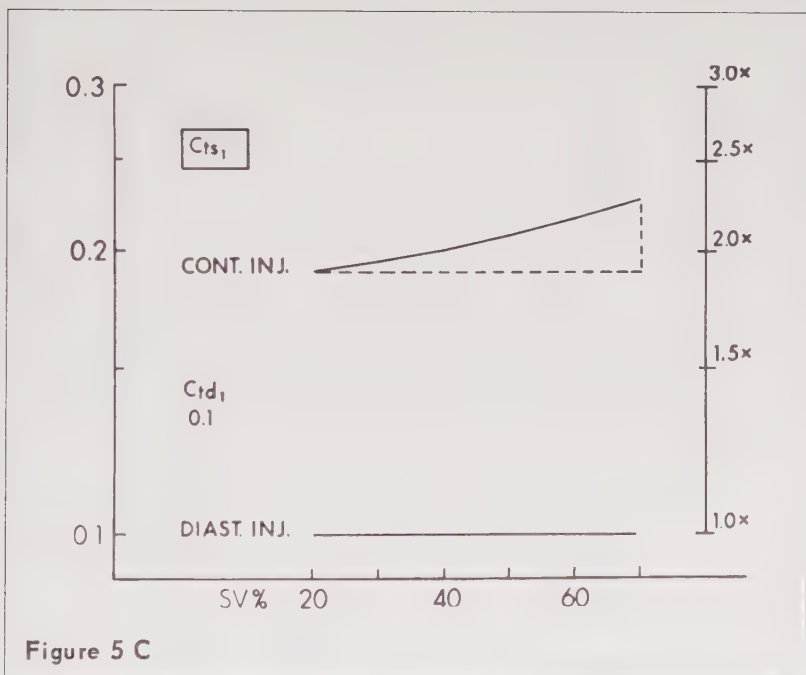


Figure 5 C

Légende: A-B-C.

Concentration C_{ts1} pour différents C_{td1} (0, 1-0,05-0,025) et pour différents $SV\%$. L'échelle de droite montre l'augmentation comparée de C_{ts1} en injection continue par rapport à une injection diastolique. Le pointillé montre combien dans la technique d'injection continue C_{ts1} est influencé par $SV\%$.

2) Concentration limite

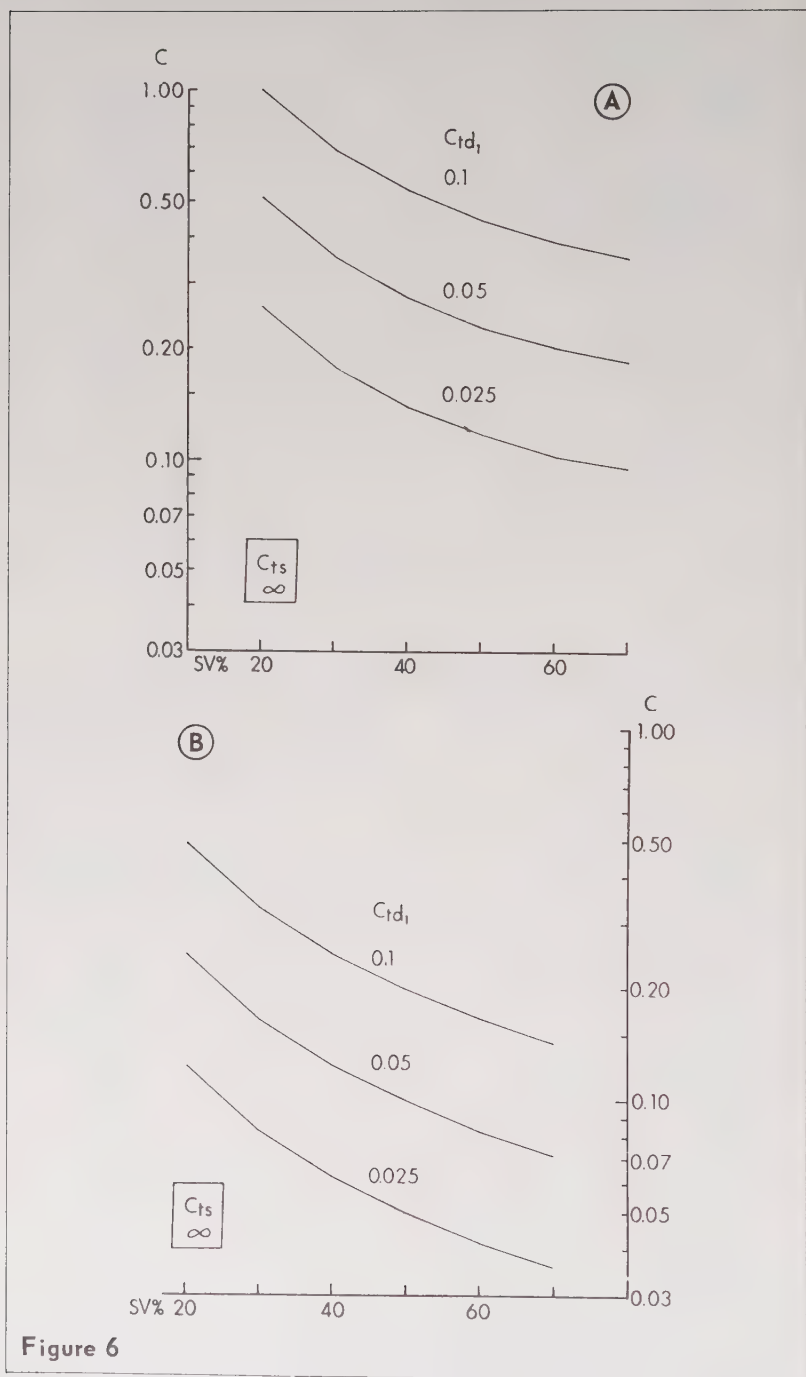


Figure 6

Légende: A-B.

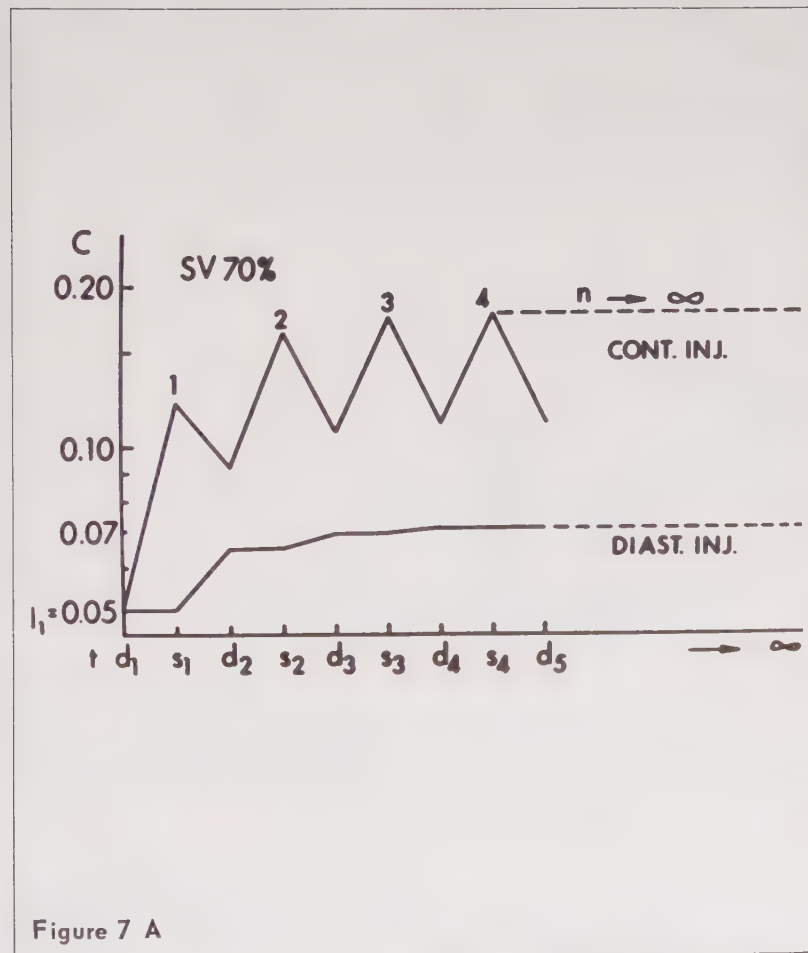
Concentration limite ($C_{ts} = \infty$) pour des C_{td1} de 0,1, 0,05 et 0,025 et pour différents SV%. Echelle semi-Log.

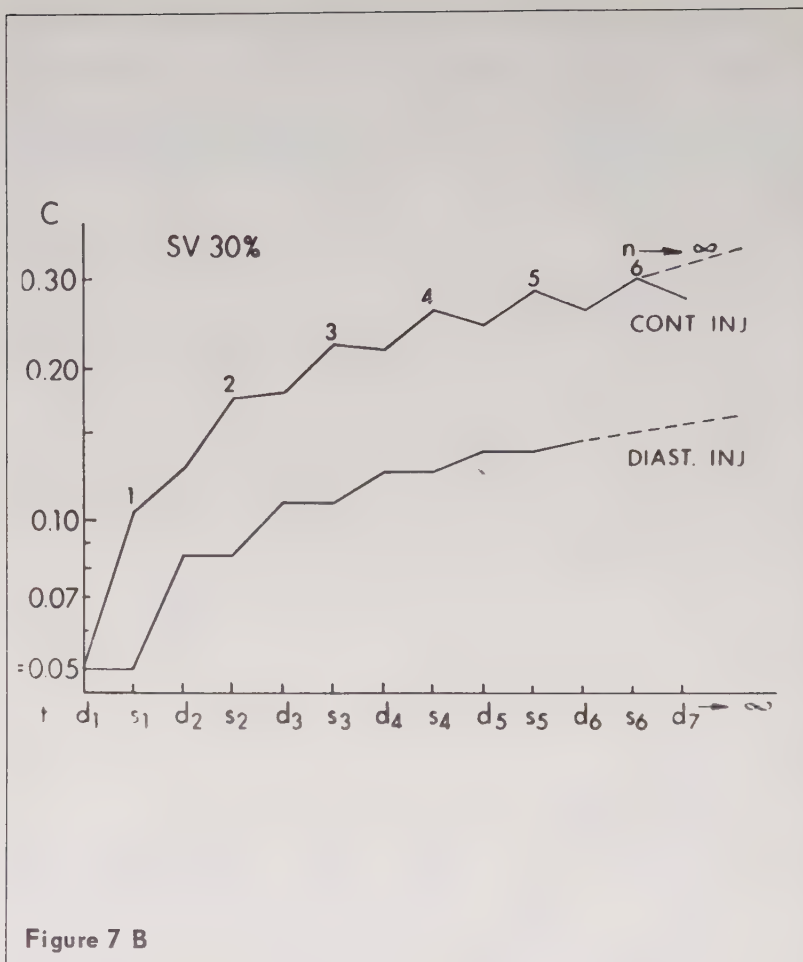
Elle est représentée par le produit de la C_{td1} par l'inverse du rapport systolique d'éjection. $\frac{1}{R \cdot S}$. Dans les 2 techniques, la concentration limite est plus élevée avec de bas SV % et avec des concentrations initiales (C_{td1}) importantes. Les concentrations limites en injections continues sont toujours plus élevées qu'en injections diastoliques.

3) Etude des courbes de concentration en injection continue et en injection diastolique.

Toutes les injections débutent avec la même $C_{td1} = 0,05$ à la fin de d_1 . Dans les 2 techniques les courbes atteignent un niveau plus élevé avec de bas SV %.

En injection diastolique, la C_{td} et la C_{ts} suivante sont toujours identiques. La concentration s'élève de façon significative seulement pendant les 3 (RS: 70 %) à 6 (RS: 30 %) premières injections diastoliques.





Légende: A-B.

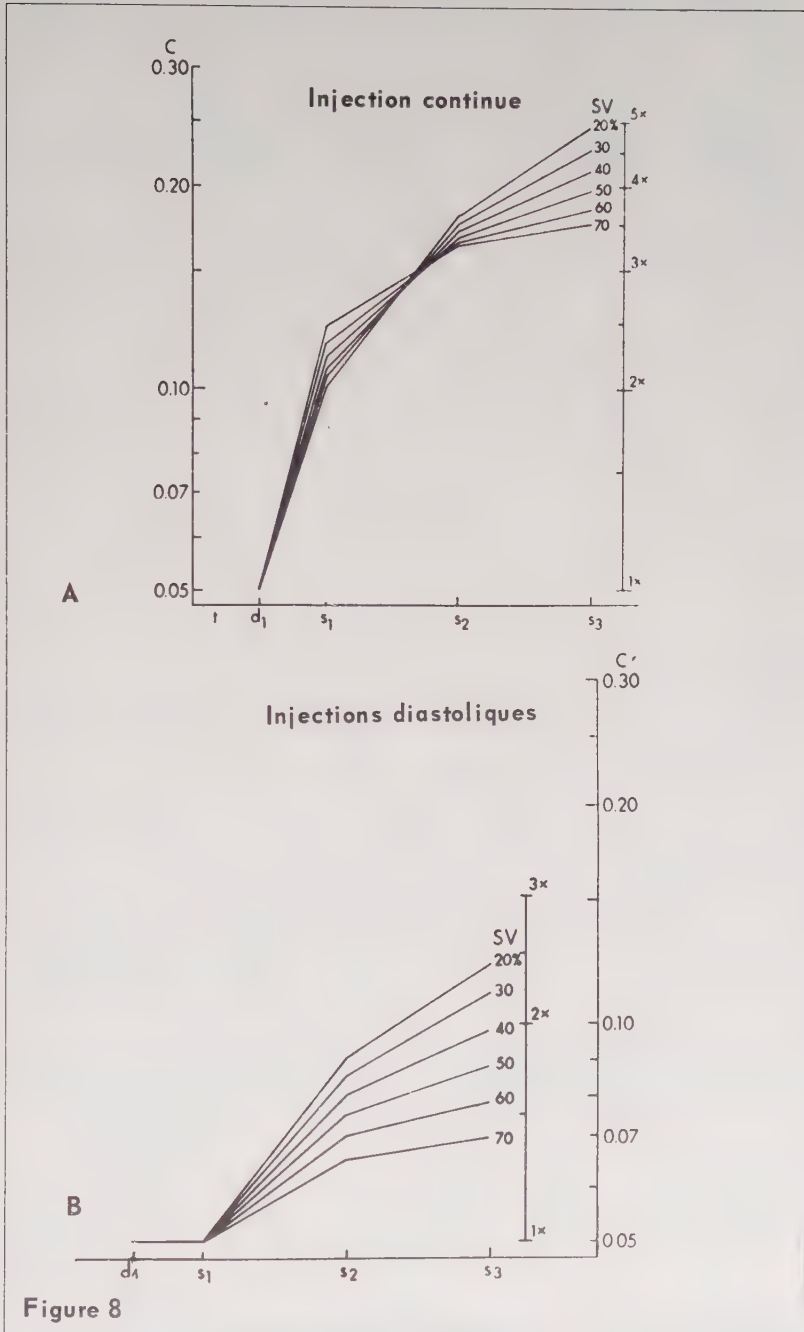
Les concentrations sont représentées en marche d'escalier par leurs valeurs à la fin des diastoles (d₁, 2...) et des systoles (s₁, 2...).

Les courbes deviennent alors horizontales, la concentration ayant atteint la valeur limite.

En injection continue, la concentration en fin de systole est toujours plus élevée que la précédente concentration en fin de diastole. La différence est d'autant plus importante que le SV % est grand; pour RS = 30 % la courbe s'aplatit.

Enfin, dans les 2 techniques, les concentrations en fin de diastole diffèrent moins que les concentrations en fin de systole.

4) Concentrations pendant les 3 premiers cycles cardiaques.



Légende: A-B.

Echelle semi-log pour les concentrations. L'échelle de droite montre la multiplication de $C_{td1} = 0,05$ au cours de l'injection de 3 cycles.

On constate que l'augmentation de la concentration est plus importante avec un bas SV %.

5) Etude de la pente des courbes de concentration. (Transformation linéaire).

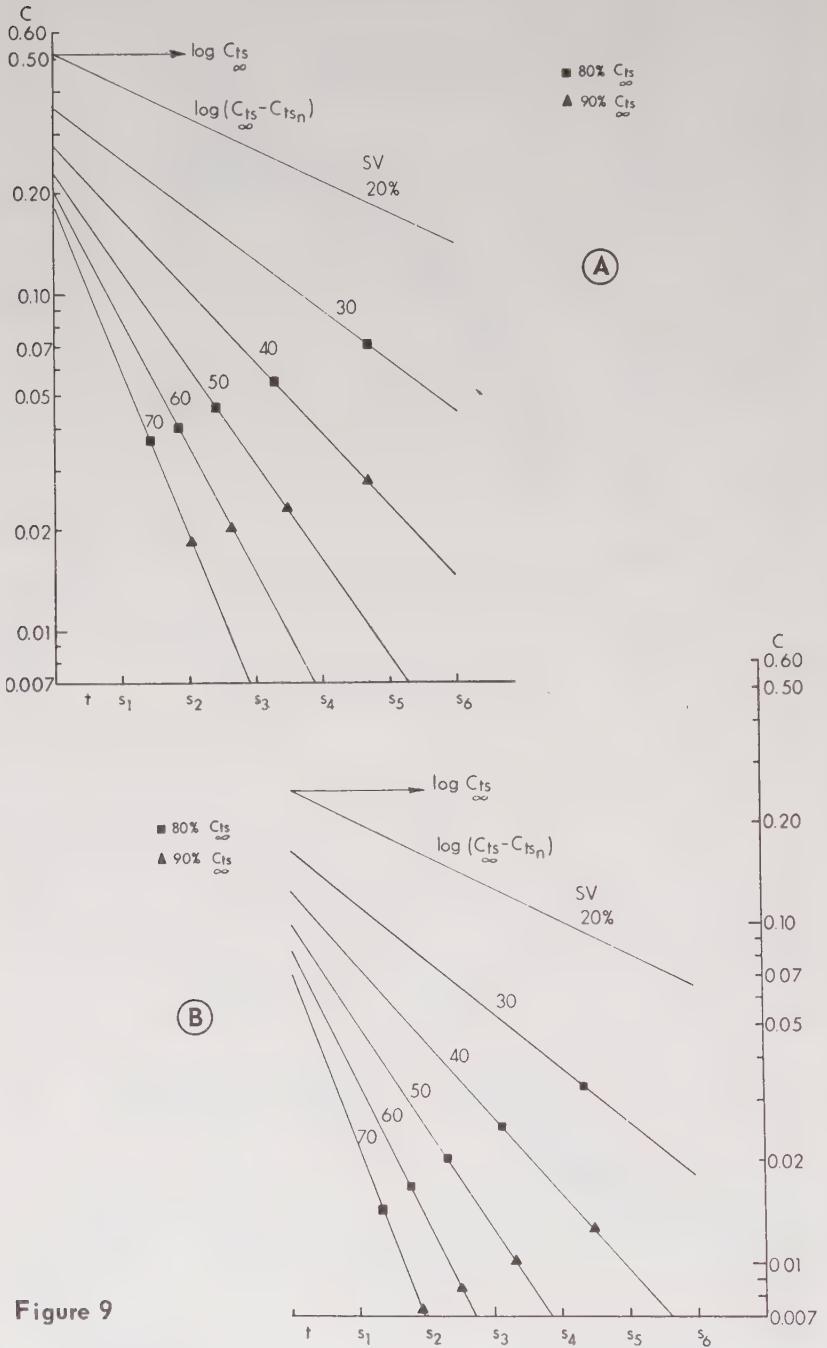


Figure 9

Légende: A-B.

Les droites montrent le nombre de cycles cardiaques au bout duquel un certain pourcentage de la concentration limite est atteint.

On a pu démontrer que la concentration peut être considérée comme une droite représentant le log. de la différence entre la concentration limite et la concentration en fin de systole après n. cycles cardiaques.

En injections continues, les concentrations s'élèvent plus vite qu'en injections diastoliques, et la valeur limite est plus grande. Le tableau ci-dessous montre le nombre de cycles cardiaques au bout duquel la concentration atteint 80 et 90 % de la valeur limite.

INJECTION CONTINUE					INJECTION DIASTOLIQUE				
SV %	70	60	50	40	SV %	70	60	50	40
80 %	S2	S2	S3	S3	80 %	S2	S2	S3	S4
90 %	S2*	S3	S3	S4	90 %	S2	S3	S4	S5
* Deuxième systole.									

En conclusion on peut dire que les injections continues donnent de plus fortes concentrations. Avec celles-ci la C ts1 augmente de 2-2,5 fois la C td1.

Cette haute concentration n'est pas nécessaire pour l'information, nous le reverrons, et peut même réduire la teneur en information de l'image.

Les injections continues ont aussi le désavantage de produire des pics de concentration systolique qui chutent à la diastole.

Ainsi de grandes variations de concentration s'effectuent au cours du cycle cardiaque, alors qu'en injection diastolique la concentration s'élève très peu à la diastole. C'est pourquoi l'étude, non plus des concentrations, mais des volumes de L C et surtout leur devenir sur plusieurs cycles cardiaques, s'impose. Nous allons donc étudier l'enrichissement.

7 - RECHERCHE THEORIQUE D'UNE TECHNIQUE D'INJECTION FRACTIONNEE OPTIMALE. COURBE ET FACTEUR D'ENRICHISSEMENT.

C'est à la fin de la diastole que la plus haute concentration du L C est atteinte en injection diastolique intra-ventriculaire.

Il est intéressant de noter :

- Quel volume de L C s'écoule à la systole suivante dans le volume systolique d'éjection SV.
- L'enrichissement du L C lors des injections diastoliques suivantes.
- Le L C restant dans le ventricule à la fin de l'injection.

L'étude de l'enrichissement et de la dilution du L C doit aider à comprendre l'intérêt des injections fractionnées et doit faciliter la recherche d'une technique d'injection optimale pour une situation hémodynamique donnée.

Pour la clarté du calcul on suppose le volume du L C contenu à la fin de la première injection diastolique $CMd1^*$ dans le ventricule au mieux égale à un enrichissement 1 et on détermine de quel facteur ce volume s'élève ou s'abaisse (facteur d'enrichissement AFn .)

On peut alors calculer pour chaque volume déterminé de L C injecté en diastole (CMd), le volume retenu CMn à la fin de chaque diastole ou de chaque systole.

$$CMn = CMd.AFn \quad (22)$$

de là dérivent les concentrations retenues en fin de systole et en fin de diastole.

$$C_{ts} = \frac{CM_{sn}}{esv} \quad C_{td} = \frac{CM_{dn}}{edv}$$

Nous nous limiterons, pour simplifier, à l'étude de l'enrichissement en fin de systole et en fin de diastole en négligeant ce qui se passe pendant ces 2 phases.

Les hypothèses posées au chapitre précédent restent les mêmes.

A) Enrichissement à la fin de la systole

Si on pose $esd = 10$ et si on suppose que sur ces 10 parties, 6 sont rejetées à la systole suivante :

$$\frac{esv}{esd} = \frac{4}{10}$$

Le L C étant expulsé dans la même proportion que le sang, le volume de L C dans le résidu post systolique représente les 4/10 de celui de fin de diastole.

$$CM_s = CM_d \cdot \frac{esv}{edv} \quad (23)$$

En fin de systole, le volume de L C diminue (donc l'enrichissement). La concentration, nous l'avons vu, reste égale à la concentration de fin de diastole précédente.

Une fois l'injection terminée, le volume absolu de L C ne chute qu'au cours de la systole, alors que la concentration, elle, ne diminue qu'au cours de la diastole.

* Ne pas confondre $Ctd1$ et $CMd1$, le premier terme est une concentration, le second un volume.

B) Diminution de l'enrichissement après achèvement des injections

Le CM sn de la systole suivant la fin de l'injection peut s'écrire :

$$CM_{s2} = CM_{s1} \cdot \frac{esv}{edv}$$

$$CM_{s2} = (CM_d \cdot \frac{esv}{edv}) \cdot \frac{esv}{edv} \quad CM_{s1} = CM_d \cdot \frac{esv}{edv}$$

$$CM_{s2} = CM_d \cdot \left(\frac{esv}{edv}\right)^2$$

et en généralisant après m systoles :

$$CM_{sm} = CM_{dn} \cdot \left(\frac{esv}{edv}\right)^m \quad \text{qui représente :} \quad (24)$$

la diminution du volume de L C retenu dans le ventricule après la fin de l'injection. Parallèlement la diminution de la concentration du L C suit une progression géométrique décroissante et tend vers 0. De la même façon AFn diminue et après m systoles sera égal à AF'm.

$$AF'_m = AF_n \cdot \left(\frac{esv}{edv}\right)^m \quad (25)$$

La figure 10 montre la diminution de AFn en AF'm après la fin de l'injection. La diminution lors des systoles est soulignée en traits pleins.

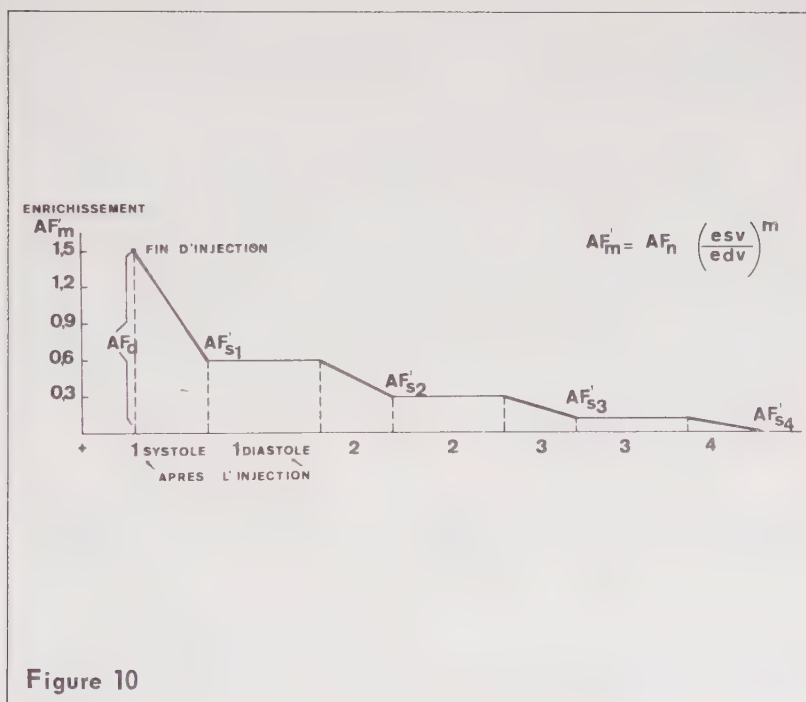


Figure 10

On peut schématiser d'une autre manière la diminution du volume de LC après la fin de l'injection, en utilisant un système de coordonnées semi-log. (figure 11).

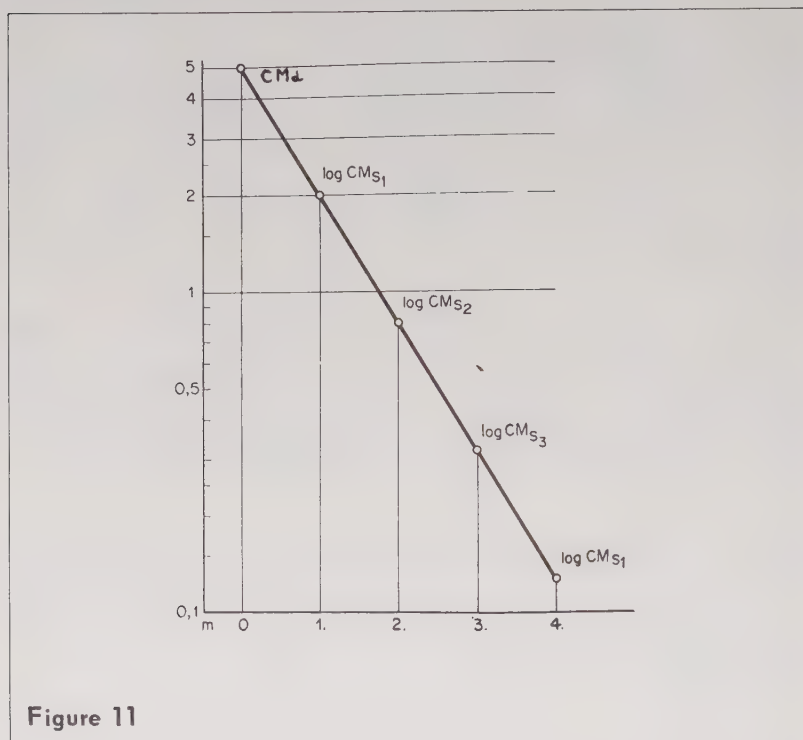


Figure 11

Légende : abscisses: nombre de systoles après la fin de l'injection. Ordonnées: log CM (en ml.).

La pente de la droite dépend de la formule $\log. \frac{esv}{edv}$ qui est elle-même proportionnelle au SV %, et plus celui-ci est élevé plus la courbe est abrupte. La droite part de CM_d (fin d'injection), elle peut partir de chaque point d'enrichissement voulu, et la droite que l'on obtiendra alors sera de même pente car toutes les droites de dilution sont parallèles. Les diastoles n'interviennent pas pour l'étude de la courbe de dilution après la fin de l'injection. (Il s'agit de volumes). La dilution se fait donc d'autant plus vite que SV % est grand ou que $\frac{esv}{edv}$ est petit.

C) Variations de l'enrichissement lors de plusieurs injections diastoliques.

En raisonnant en volumes, le calcul montre que AF_n, en injection diastolique, correspond à la somme d'une progression géométrique décroissante dont le nombre de membres est égal au nombre n des injections.

Le facteur AF_n tend vers une limite qui correspond au rapport du volume télédiastolique sur le volume systolique d'éjection, c'est l'inverse du rapport systolique d'éjection.

D) Facteur d'enrichissement et rapport systolique d'éjection

La figure 12 illustre les valeurs en % de AF_n en fonction de $SV\%$, de Re_{SO} et de n depuis 1 jusqu'à l'infini. On choisit une ordonnée logarithmique pour AF_n . On porte normalement en abscisses le temps ou les phases du cœur (t_d , t_s). Le point de départ correspond à l'enrichissement 1 en fin de première diastole, duquel vont venir toutes les valeurs d'enrichissement.

On relie les valeurs en fin de diastole (ligne pleine) et après 5-6 injections on peut extrapoler la valeur limite.

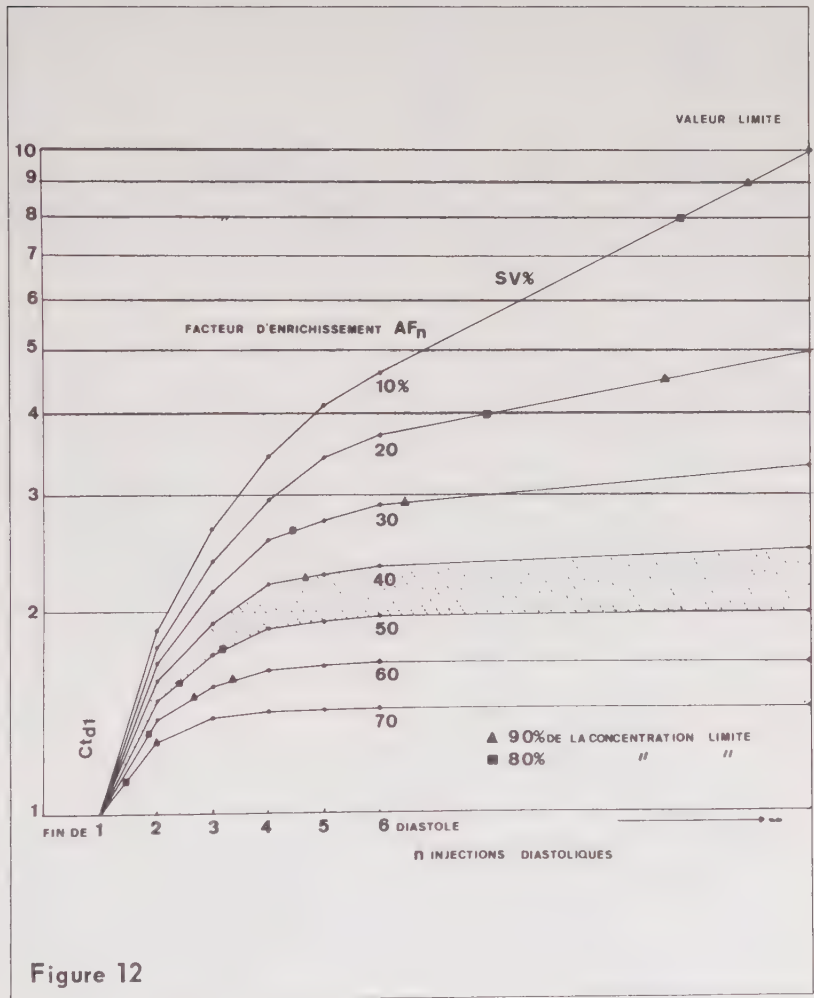
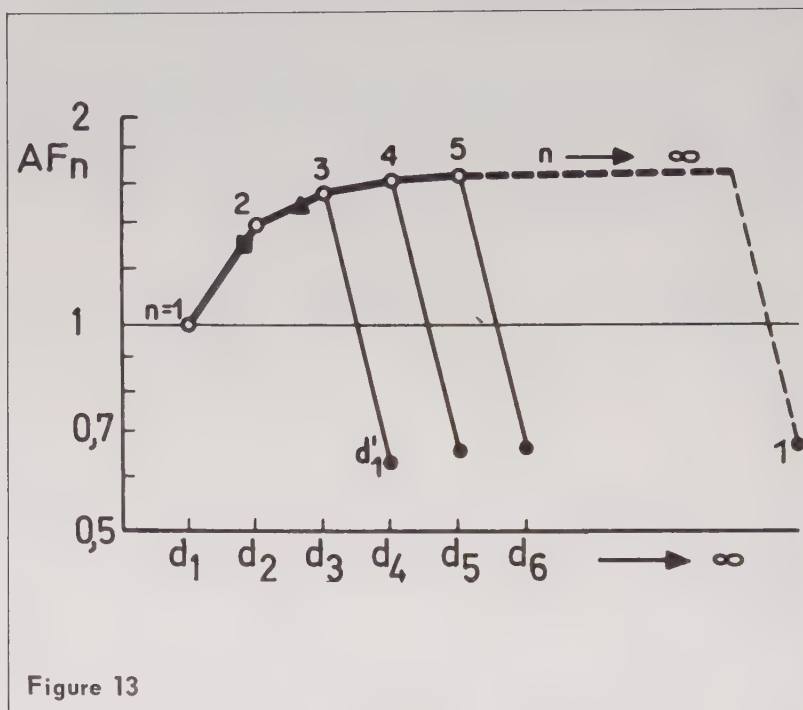


Figure 12

E) Choix de la mise au point. Nombre d'injections diastoliques optimum en fonction de SV %.

1°) $R S = 60\%$ (figure 13). Il s'agit de la zone supra-normale. Le $R S$ du sujet normal au repos oscille entre 50 et 55 %.



L'enrichissement est rapide (90% de la valeur limite juste après la troisième injection) mais il est faible (SV % élevé). Réciproquement la pente de dilution est abrupte, AF_n tombe à 0,6 fois sa valeur initiale avec la première diastole après la fin de l'injection. On se trouvera bien d'utiliser pour l'information le premier battement après la fin de l'injection. Il faudra donc choisir **une concentration initiale assez élevée** afin que 0,6 fois sa valeur suffise encore à titre d'information. En conséquence il faut un **débit d'injection élevé**.

On peut proposer comme **choix d'une mise au point**:

- Débit élevé.
- 3 injections diastoliques.
- Temps d'observation total: 4 battements.

2°) $R S = 40\%$ (figure 14). Il correspond soit au cœur normal, soit aux gros cœurs des valvulaires ou des péricardites. L'enrichissement est plus important (2,5 fois) qu'avec un $R S = 60\%$ mais il se fait moins vite. La pente de la droite de dilution n'est pas trop abrupte et peut être ici au mieux utilisée pour l'information.

La première période du cœur après la fin de l'injection se trouve, dans l'enrichissement, encore au-dessus de la valeur initiale. En réglant le débit d'injection pour que juste 0,6-0,7 fois la valeur initiale de AF_n suffise à l'information, on peut ajouter à cette dernière les 2 battements après la fin de l'injection.

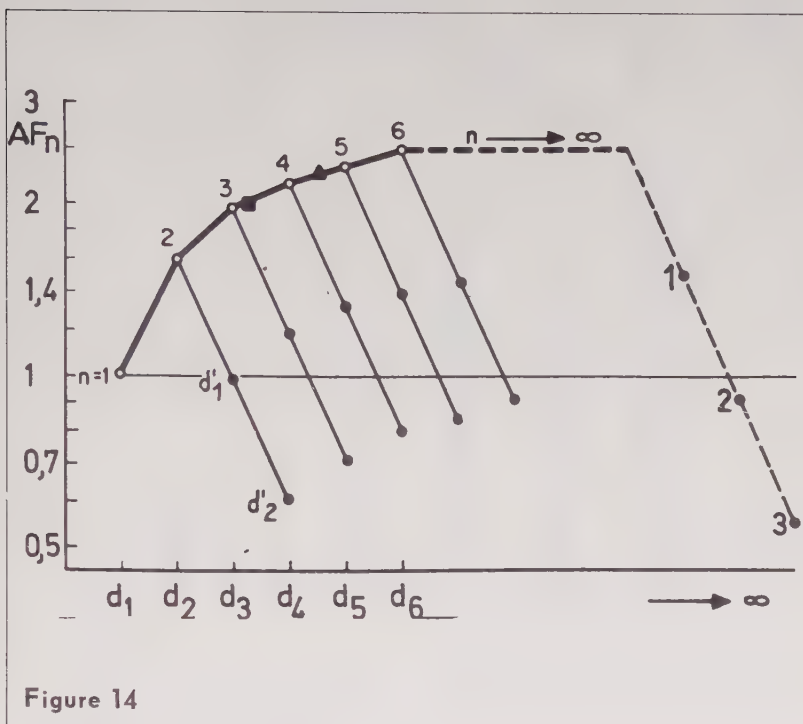


Figure 14

Choix de la mise au point.

- Gros cœur
 - 4-6 injections diastoliques
 - Débit élevé.
- Cœur normal
 - 3-4 injections diastoliques
 - Débit élevé.

Temps total d'observation : 4-7 battements.

3°) $R S = 20\%$ (figure 15): l'insuffisance cardiaque.

AF_n peut atteindre 5 fois la valeur initiale. Toutefois la valeur limite ne doit pas être retenue car l'injection ne peut durer longtemps dans le cas présent, et on ne peut atteindre 80% de la valeur limite qu'avec la septième injection. La pente de la droite de dilution est tellement plate que 5 battements après la fin de l'injection on se trouve encore au-dessus de la concentration initiale, dans la mesure où celle-ci donne un contraste informatif.

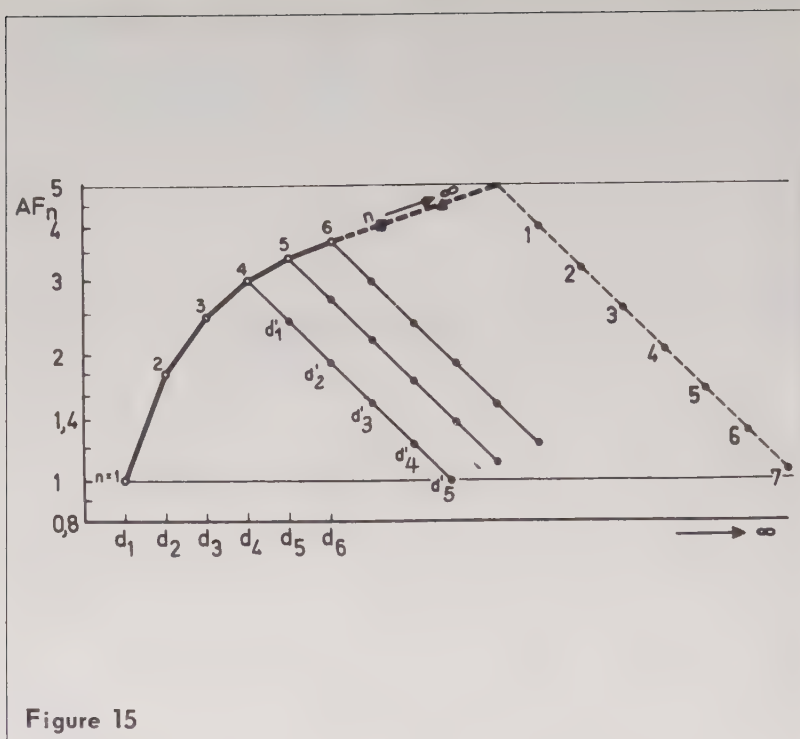


Figure 15

Choix de la mise au point

- 5-6 injections diastoliques.
- Débit modéré.
- Enrichissement et élimination totale du LC : 9-11 périodes cardiaques.

La figure 16 résume ces notions. Elle met en valeur le nombre d'injections, nécessaires (hauteur des colonnes) pour approcher de la valeur limite de AF_n en fonction de différents $SV\%$, c'est-à-dire pour utiliser au maximum l'enrichissement.

L'enrichissement de la deuxième injection (ligne de droite reliant les sommets des histogrammes noirs foncés), croît en ligne droite pour une relation décroissante de $SV\%$. Lors des injections suivantes, l'enrichissement croît cependant de façon toujours plus forte pour une relation décroissante de $SV\%$. La courbe tend de plus en plus à être une hyperbole.

En conclusion on constate :

- Qu'un enrichissement peut être d'autant plus élevé que $SV\%$ est petit.
- Mais que réciproquement, pour atteindre des valeurs approchantes de la valeur limite, il faut, pour un $SV\%$ décroissant, de plus en plus d'injections diastoliques.

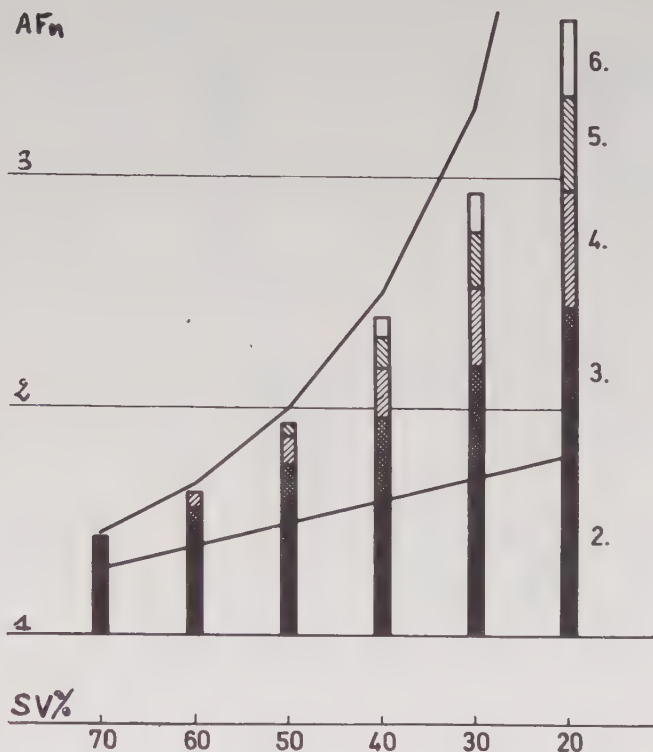
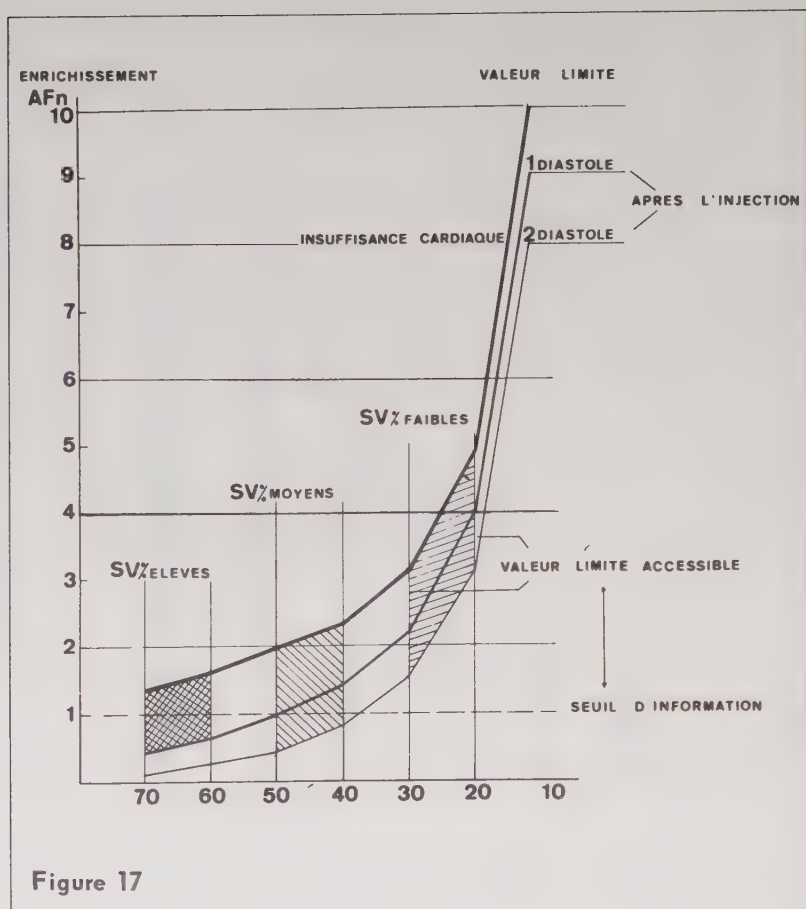


Figure 16

F) Nombre de battements à utiliser pour l'information après la fin de l'injection. Battement informatif de dilution.

La figure 17 permet de lire la valeur limite de l'enrichissement et l'enrichissement dans la première et la deuxième diastole après la fin de l'injection pour différents SV%.

Lorsque la courbe d'enrichissement devient plate, non seulement on n'a aucun gain supplémentaire de contraste, mais de plus, on ne peut obtenir aucun gain sur les battements informatifs de dilution. Augmenter le nombre d'injections n'a donc aucun sens. On arrête d'injecter lorsque la courbe **devient** plate. Et on constate qu'une longue montée de la courbe est combinée avec une chute lente (cas de SV% bas), une courte montée avec une chute abrupte (cas des SV% élevés). En comparant l'aspect de la courbe pour 3 valeurs



de SV % on s'aperçoit (l'enrichissement en fin de première diastole injectée étant pris comme seuil informatif, c'est le seuil au-dessus duquel le contraste permet l'information):

1°) que pour un SV % élevé et moyen :

- La première diastole après la fin de l'injection se trouve déjà au-dessous du seuil.
- L'enrichissement dans la première diastole après la fin de l'injection tombe très fortement, moins par contre dans la deuxième diastole.

2°) que pour un SV % petit:

- 2 diastoles après la fin de l'injection permettent encore sûrement l'information.
- La différence entre l'enrichissement de première et de deuxième diastole après la fin de l'injection n'est pas aussi nette que précédemment.

Ceci signifie que l'enrichissement tombe très brusquement avec le premier battement après la fin de l'injection, moins fort par contre avec le deuxième battement.

G) Choix de la concentration initiale en fonction du SV %.

La figure 18 résume le problème du choix.

Figure 18

SV %	Volume cardiaque	Nombre d'injections	Concentration initiale	Batte-ments utilisables après la fin de l'injection	Temps total d'observation en RR
60-70 %	normal ou petit	2 - 3 AFn: 1,4-1,5 fois	Forte 0,4 - 0,6 fois la valeur informative	1	3-4
	nettement augmenté	4 AFn: Maximum	la plus forte possible	(1)	4(-5)
40-50 %	normal	3 - 5 AFn: 1,9 à 2,3 fois	normale	1	4-6
	nettement augmenté	5 - 6 AFn: Maximum, 2 à 2,5 fois	la plus élevée possible (pour un RS de 40%) et 4-6 injections: 0,8-0,9 fois la valeur informative	1-2	5-6(+1)
20-30 %	fortement augmenté	5 - 6 AFn: 2,8 à 3,7 fois	la plus élevée possible	1-2(+2)	4-7(+2)

- R S = 70-60 %. Une forte concentration initiale (donc un grand débit) est recommandée. Ceci peut être délicat à réaliser sur de gros cœurs et au lieu d'une forte Ct d1 irréalizable, il vaut mieux alors faire une injection supplémentaire (environ 4). Ceci n'apporte aucun enrichissement supplémentaire mais l'information sera augmentée. Dans le cas contraire le premier battement après l'injection risquerait d'être insuffisant.
- R S = 50-40 %. La dilution dans la première diastole après la fin de l'injection, tombe, pour 3-5 injections à 1,4-0,9 fois la Ctd1, ce qui est limite pour l'information. Alors que sur un petit cœur, ce battement sera encore informatif avec une concentration initiale élevée, pour un gros cœur, il peut être de même difficile d'atteindre une Ctd1 élevée et on préférera également une injection supplémentaire.
- R S = 30-20 %. Un nombre élevé d'injections est nécessaire dans ces petits rapports systoliques d'éjection avec gros cœur. Par contre le premier et le deuxième battements après la fin de l'injection sont encore informatifs.

En conclusion, il semble qu'on ait toujours intérêt à avoir une grande Ctdl (c'est-à-dire un débit maximum d'injection). Ceci ne sera pas toujours réalisable (SV% faible avec gros cœur) on compensera alors par une injection supplémentaire pour essayer d'obtenir un **battement informatif de dilution supplémentaire**.

8 - CONTRASTE ET INFORMATION

Au cours d'une angiocardioraphie l'information est transmise par une gamme de contraste entre les différentes parties du cœur, fortement remplies, remplies et vides. Plus les images comportent d'intervalles de densités perceptibles (latitude d'exposition) plus la sensation de contraste change souvent sur un endroit précis de l'image et plus la quantité d'information est élevée. C'est pourquoi la répartition dans l'espace et dans le temps du L C joue un rôle essentiel en angiocardioraphie.

1) Rappels :

On appelle seuil différentiel de luminance la valeur minimale ΔLS de la différence perceptible. ΔLS croît avec la luminance L.

Dans un certain domaine il est proportionnel à L (loi de Weber).

Le seuil différentiel relatif $\frac{\Delta LS}{L}$ ne peut être assimilé à une constante que lorsque L est supérieur à 350 cd/m² et il croît lorsque L diminue.

- Le seuil différentiel dépend de la dimension apparente de l'objet lumineux. Pour être perçus de petits détails doivent avoir un contraste plus grand que des plages relativement étendues.
- **Le contraste** entre 2 plages de la luminance L et L' est défini par la relation :

$$C = \frac{L - L'}{L + L'}$$

Si L et L' sont peu différents $L' = L - \Delta L$.

$$C = \frac{\Delta L}{2L}$$

Il ne peut donner lieu à une perception que si $\Delta L/L$ est supérieur au seuil différentiel relatif $\Delta Ls/L$; celui-ci étant dans les conditions optimales égal à 1%, le minimum de contraste perceptible est de 0,5%. On peut dire que la sensation de contraste est nulle tant que le contraste de l'image, défini (avec le facteur $\frac{1}{2}$) par la différence relative de luminance $\Delta L/L$, est inférieur au seuil différentiel $\frac{\Delta Ls}{L}$.

- Pour une luminance fugitive, la sensation de luminance dépend de façon complexe de la luminance L et de la durée t .

Pour des éclairs brefs, la sensation de luminance dépend uniquement du produit $L \cdot t$, c'est-à-dire que si la durée est divisée par 2, la luminance doit être multipliée par 2 pour conserver la même sensation de luminance.

Des éclairs régulièrement répétés (avec intervalle petit) de fréquence supérieure à la fréquence de fusion peuvent donner l'impression d'une luminance continue. Mais la fréquence de fusion croît avec la luminance; il en résulte que les parties sombres de l'image périodique peuvent apparaître continues tandis que les parties claires clignotent.

2) Contraste et produits opacifiants

Le relief du faisceau introduit par une petite épaisseur h d'un milieu de contraste de coefficient linéaire d'absorption μ_2 substitué au milieu naturel de coefficient μ_1 est:

$$R = \frac{\mu_2 - \mu_1}{2} \cdot h$$

L'épaisseur surfacique d'une lame matérielle est le produit de l'épaisseur par la masse volumique. Elle représente la masse de 1 cm^2 de cette lame.

Si la concentration de l'iode diluée dans un liquide est C (g/cm^3), le relief correspondant à une épaisseur h est pratiquement celui d'une épaisseur surfacique d'iode égale à $C \times h$ (g/cm^2) soit, si le produit $C \cdot h$ est petit:

$$R = \frac{\mu/\rho \text{ iode}}{2} \cdot C \cdot h$$

où μ/ρ est le coefficient massique d'absorption de l'iode.

Lors d'une angiocardigraphie, l'épaisseur surfacique pour le contraste perceptible n'a d'importance qu'en cas de faible profondeur, c'est-à-dire sur un très petit cœur ou un petit vaisseau.

C'est pourquoi, lors d'une injection fractionnée, si les circonstances s'y prêtent, une concentration de liquide de contraste relativement élevée est indispensable pour la représentation du cœur d'un nourrisson, afin que l'absorption et le contraste soient suffisants.

3) Notions de psychophysique sensorielle appliquée à l'angiocardigraphie.

A) Sensation de luminance. Intégration de Fechner.

- Le seuil différentiel de luminance ΔL représente dans la sensation (S) un échelon constant (ΔS) à tous les niveaux de luminance L .
- Ces échelons sont additifs.

En admettant que le seuil différentiel de luminance est constant, $\frac{\Delta L}{L} = K$ (loi de Weber). En admettant que le passage d'un échelon de luminance au suivant se traduit par un accroissement constant de la sensation, on peut donner à la sensation de luminance l'expression :

$$S = K \cdot \text{Log} \frac{L}{L_0} \text{ (Loi de Fechner).}$$

La sensation croît comme le log. de l'excitation. La signification pratique de cette loi est que la sensation d'accroissement de luminance est la même lorsque, par exemple, la luminance passe de 1 000 à 2 000 cd/m² ou de 2 000 à 4 000 cd/m².

Enfin il faut rappeler que la loi de Weber, grossièrement vérifiée dans un intervalle réduit de luminances élevées n'est pas respectée dans le domaine usuel des luminances rencontrées en angiocardigraphie.

La sensation de contraste entre 2 luminances L₁ à L₂, peut être définie par l'accroissement de la sensation de luminance lorsque l'on passe de L₁ à L₂, c'est-à-dire par la différence entre les sensations (S₂) et (S₁) correspondantes.

En Angiocardigraphie (loi de Weber non acceptée), la sensation de contraste diminue lorsque le rapport $\frac{L_2}{L_1}$ restant constant, L₁ et L₂ diminuent.

Enfin la sensation de contraste en angiocardigraphie dépend de plusieurs autres facteurs, en particulier :

- La dimension de la plage lumineuse affecte le seuil différentiel ΔL et la diminution de la dimension intervient dans le sens d'une réduction de la sensation.
- La luminance du fond et de l'entourage interviennent également pour modifier la luminance "apparente".

B) Sensation de contraste. Perceptibilité des détails.

Un détail anatomique donné, fournit une image élémentaire dont la perceptibilité est très différente selon la densité optique moyenne de la région du film sur laquelle il se projette.

Une visibilité correcte des détails est obtenue lorsque (films avec écrans) la densité optique régionale est de l'ordre de 1.

La perceptibilité d'un détail anatomique dépend de la sensation de contraste (ΔS) associée à la différence de densité optique ΔD entre le détail (D₁) et le fond qui l'environne (D₂).

Elle diffère selon que l'exposition est plus ou moins poussée, c'est-à-dire que la densité optique dans la région où se situe le détail est plus ou moins élevée. Ceci pour 2 raisons :

- 1°) La différence de densité optique $\Delta D = D_1 - D_2$ dépend de l'exposition.
- 2°) La sensation de contraste associée à une même différence de densité optique varie selon la densité optique de la région. Pour un film placé sur un négatoscope de luminance L_n , les luminances L_1 et L_2 transmises par les densités optiques D_1 et D_2 sont définies par les relations :

$$D_1 = \log \frac{L_n}{L_1} \qquad D_2 = \log \frac{L_n}{L_2}$$

$$\text{d'où } \Delta D = D_1 - D_2 = \log \frac{L_2}{L_1}$$

Nous avons vu que la sensation de contraste (ΔS) décroît avec la luminance (avec $\frac{L_2}{L_1} = K$). C'est-à-dire que (ΔS) associée à une même différence de densité optique ΔS est plus petite dans les régions du film fortement noircies (L faible, D élevée) que dans les régions claires.

Une même différence de densité ΔD produit une sensation de contraste environ 2 fois plus faible si elle se situe dans une région très sombre du film que dans une région très claire.

Il nous faut considérer par ailleurs que la différence ΔD , correspondant à une structure anatomique donnée, varie avec la densité optique.

Pour le film avec écrans, la sensation de contraste (ΔS) passe par un maximum vers les densités moyennes.

De façon plus générale, si nous considérons un détail objet d'épaisseur Δx donnée, la "sensation de contraste" associée à son image sur le film varie selon la densité D de la région en raison de 2 phénomènes :

- 1°) Un phénomène physique lié à la courbe sensitométrique qui se traduit par la variation de ΔD en fonction de D .
- 2°) Un phénomène psychologique : la diminution, lorsque D augmente, de la sensation de contraste (ΔS) associée à la différence ΔD .

La sensation de contraste est le produit de ces deux termes :

$$\left(\frac{\Delta S}{\Delta x} \right) = \left(\frac{\Delta S}{\Delta D} \right) \cdot \frac{\Delta D}{\Delta x}$$

Un problème différent est posé pour l'étendue du champ de perception des détails dans l'image globale d'une angiocardigraphie: celle-ci présente une gamme de densités D variées correspondant à des épaisseurs x diverses de l'objet: la possibilité de percevoir un détail d'épaisseur Δx dépend de l'épaisseur x dans laquelle il se trouve et qui conditionne la densité régionale D .

Considérons par exemple, un détail d'épaisseur Δx donnée, les courbes sensitométriques permettent de déterminer le domaine des épaisseurs x de l'objet (variables selon le type de films), pour lesquelles la perceptibilité du détail sera satisfaisante.

Aussi on doit distinguer dans le contraste de l'image angiocardigraphique 2 aspects particuliers:

- Le contraste de détail, qui est un élément essentiel de la perception de ce détail.
- Le contraste global correspondant aux densités extrêmes et qui limite les zones de l'objet dans lesquelles le détail reste perceptible.

Les facteurs de qualité sont un contraste global réduit et un contraste de détail élevé.

Reste à rappeler 2 notions de base en cinéangiocardigraphie sur la perception du mouvement:

- Le mouvement accroît la perceptibilité des détails.
- L'acuité au mouvement devient très médiocre aux faibles luminances.

4) Valeur d'information d'une image angiocardigraphique.

L'injection intra-cardiaque idéale devrait comprendre une large variation de concentration du L C dont le résultat serait un relief d'image riche en information.

L'exigence essentielle d'une image angiocardigraphique est donc la richesse de la gamme des contrastes. Le problème de la quantité utile et la quantité superflue pour l'information ne vient qu'en second lieu, car dans la partie superflue de l'information aujourd'hui, on découvrira peut-être, demain, des informations nécessaires et ceci grâce au progrès et à une expérience accrue.

On capte les rapports réels d'autant plus vite que la base informative est vaste. **Ce qui signifie que le diagnostic est d'autant plus sûr et d'autant plus complet que les détails sont nombreux et que l'observation est longue en angiocardigraphie.**

5) Contraste et information lors d'une injection continue.

Le maximum d'information se situe au début et à la fin de l'injection, car à ces moments-là, le contraste se forme entre les parties remplies et les parties non remplies. Lors des phases intermédiaires, la concentration du L C monte tellement vite dans les cavités du cœur que celles-ci sont très vite complètement remplies et de façon régulière. C'est pourquoi il n'existe pas de différence de contraste perceptible à l'œil, ou très peu, à l'intérieur et entre chaque cavité. Pour des contrastes importants l'œil ne perçoit plus qu'un contraste noir et blanc. La loi de Fechner n'est plus valable dans le domaine de forte ou de faible concentration. La perceptibilité est également réduite sur les endroits très faiblement et très fortement noircis.

C'est pour cette raison qu'on n'a aucun intérêt à injecter de façon continue de grandes quantités de L C pour atteindre des concentrations élevées. A partir d'un seuil déterminé, celles-ci n'apportent aucun avantage supplémentaire pour l'image, **au contraire elles font même diminuer les contrastes perceptibles à l'œil.** L'injection continue diminue la gamme des différences de concentration dans le cœur donc le relief de l'image radiante.

En outre, les fortes concentrations obtenues avec les injections continues font perdre la sensation de relief.

C'est pourquoi des volumes élevés de L C et une injection continue peuvent même gêner l'information.

Les injections continues ne sont recommandées que dans les cas suivants :

- Lorsque l'on s'attend à ce que le L C soit très fortement dilué (grande asystolie-shunt G-D à gros débit).
- Lorsqu'on injecte dans l'AP. pour l'étude des cavités gauches (le liquide de contraste étant dilué sur une trop grande partie du chemin).

6) Contraste et information lors d'une injection intermittente.

L'absorption des Rx vis à vis des produits de contraste dépend de l'épaisseur surfacique (qui très grossièrement correspond en angiocardigraphie à la profondeur de la cavité remplie de liquide de contraste).

En angiocardigraphie, l'épaisseur surfacique n'a d'importance pour le contraste perceptible que lors d'une faible profondeur.

Lors de la systole, l'épaisseur surfacique du ventricule diminue, tandis que la concentration reste la même que celle de la diastole (en injection fractionnée diastolique). Cependant, la diminution de l'épaisseur surfacique à la systole n'a engendré aucune réduction ou interruption importante de contraste dans nos observations.

a) Etude des valves

Lors d'une injection fractionnée on remplit les cavités du cœur uniquement lorsque la valve distale est fermée.

A la fin de la phase de remplissage la plus forte concentration du L C est atteinte. Il existe un fort contraste entre les 2 faces des valves. Lors de la phase d'éjection l'ouverture des valves peut être observée sans interférence. Comme on s'arrête d'injecter pendant la phase d'éjection la concentration ne change pas dans la cavité proximale; par contre dans la cavité distale elle s'élève beaucoup moins vite que lors d'une injection continue et elle se maintient à un degré assez bas.

Ce n'est qu'à la suite de plusieurs injections intermittentes que les concentrations se ressemblent de plus en plus.

L'enrichissement du contraste dans la cavité proximale devient de plus en plus bas, il est par contre croissant dans la cavité distale.

L'injection intermittente entraîne donc une variation constante des contrastes perceptibles; **ces teintes dégradées sont particulièrement informatives pour l'étude des valves.**

b) Etude des structures internes des ventricules

Lors d'une injection diastolique dans le ventricule, il est important de savoir s'il faut injecter dans la chambre de remplissage, la pointe, ou la chambre de chasse, pour la répartition du liquide de contraste dans l'espace et dans le temps.

- Lors d'une injection dans la chambre de remplissage le liquide de contraste se répartit assez régulièrement avec le sang affluant dans le ventricule, dans la mesure où on n'a pas injecté directement sous la valvule auriculo-ventriculaire.
- Lors d'une injection à la pointe ou dans la chambre de chasse, le L C s'accumule tout d'abord à l'endroit de l'injection, alors que par du sang venant de l'oreillette, un éclaircissement est observé dans la chambre de remplissage.

A l'intérieur de la cavité cardiaque, il se produit une ligne de contraste qui s'en va vers le haut lors d'injection à la pointe ou vers le bas lors d'injection dans la chambre de chasse.

De cette façon, les structures internes sont couvertes de liquide de contraste et elles sont visibles. **L'injection est particulièrement précieuse lors d'obstacles à l'intérieur de la cavité.**

c) Etude des différents courants à l'intérieur du cœur.

Lors d'une injection diastolique dans la chambre de chasse des ventricules, on peut représenter un shunt G-D ou D-G par la CIV. Ce shunt apparaît dans la systole soit comme courant de sang

à l'intérieur du L C (défect) soit comme courant de L C à l'intérieur du sang (Jet de contraste). En cas d'insuffisance aortique et comme on n'a pas injecté pendant la systole, un reflux artificiel de L C par les valves ouvertes dans le ventricule gauche n'est pas possible.

De même on injecte en diastole dans le ventricule gauche d'une IM afin que le reflux systolique soit clairement visible. Le "reflux artificiel" provenant d'une autre cause est ainsi réduit par les injections diastoliques fractionnées. Le temps et l'intensité du lavage de l'oreillette représente des critères importants de l'IM. Chez le sujet normal 2 périodes du cœur après la fin de l'injection tout contraste visible ou à peine mesurable a disparu. Le lavage retardé peut être mesuré en comptant le nombre de périodes cardiaques qui permettent encore un contraste après la fin de l'injection.

Le tableau suivant montre le nombre **m** de diastoles après la fin de l'injection (**n** injections diastoliques) ayant encore un contraste égal ou supérieur à celui de la Ctd1.

m	n	SV %
1	5 et plus	50 %
1	2 - 4	40 %
2	2 - 4	30 %
2	2	20 %
3	5 et plus	30 %
3	3 et plus	20 %

La vitesse et l'intensité de l'enrichissement progressif du L C pendant l'injection peuvent être également observées et mesurées.

En s'appuyant sur les courbes d'enrichissement on peut calculer le rapport systolique d'éjection. On obtient aussi un point de repère pour la valeur du SV % en comparant le contraste de la fin de la 1^{ère} diastole (Ctd1) et celui de la fin de la 1^{ère} diastole après l'injection.

Si cette dernière $\geq$ Ctd1 (concentration initiale), il en résulte un SV % < 50 , dans la mesure où on a effectué 2 injections ou plus.

Ainsi, en conclusion, grâce aux injections fractionnées on obtient un changement de contraste constant aussi bien à l'intérieur des cavités cardiaques qu'entre les cavités et les gros vaisseaux qui en sortent.

De plus, une multiplication plus grande de l'information est atteinte avec le gain de temps car les phénomènes peuvent être observés plusieurs fois. Indirectement, la base informative du diagnostic est élevée grâce à l'économie de L C, puisque celui-ci peut être mis à un autre endroit du cœur, pour une meilleure information.

LA SERINGUE CONTRAC (3E)

La mise au point de cette seringue a permis les injections intermittentes au cours du cycle cardiaque. Deux grands problèmes ont dû être résolus :

- Obtenir une injection suffisante en un temps très court.
- Programmer l'injection en fonction de l'E.C.G.

1 - LES EXIGENCES TECHNIQUES DE LA METHODE.

1) Obtenir une injection suffisante en un temps très court.

Pour pouvoir injecter suffisamment de liquide de contraste pendant de très courts temps il fallait une seringue à grande vitesse et dont le temps de montée en pression soit faible.

Avec la plupart des seringues usuelles la pression monte trop lentement, la pression maximale n'est atteinte qu'après 1s. Si l'on sait que les temps d'injection (duration) en injection fractionnée durent entre 0,1 et 0,5 secondes, on conçoit la nécessité de cette nouvelle seringue.

L'injection intermittente ne peut se faire qu'avec une seringue permettant une montée en pression de 20-50 millisecondes. Le temps de montée en pression de la seringue Contrac est de 20-30 millisecondes pour atteindre 95 % de la valeur maximale. L'expérimentation a prouvé qu'une opacification correcte pouvait être obtenue jusqu'à des tachycardies de 300/ minute.

La Figure 19 montre la comparaison de la montée en pression d'une seringue pneumatique (à gauche), d'une seringue à impulsion motrice (au centre) et la montée en pression d'un injecteur haute vitesse hydropneumatique.

Les chiffres indiquent les temps de montée en pression à 95 % pour les 3 types de seringues.

La seringue Contrac est une seringue à haute pression hydropneumatique.

La pression est provoquée par de l'air sous pression, et au moyen d'un liquide, celle-ci est transmise à un réservoir élastique de liquide de contraste. L'injection est déclenchée par une soupape électromagnétique modulable (temps pour agir : 10 millisecondes). Avec cette seringue on ne met plus au point la pression d'injection, mais directement le débit d'injection. En dehors du

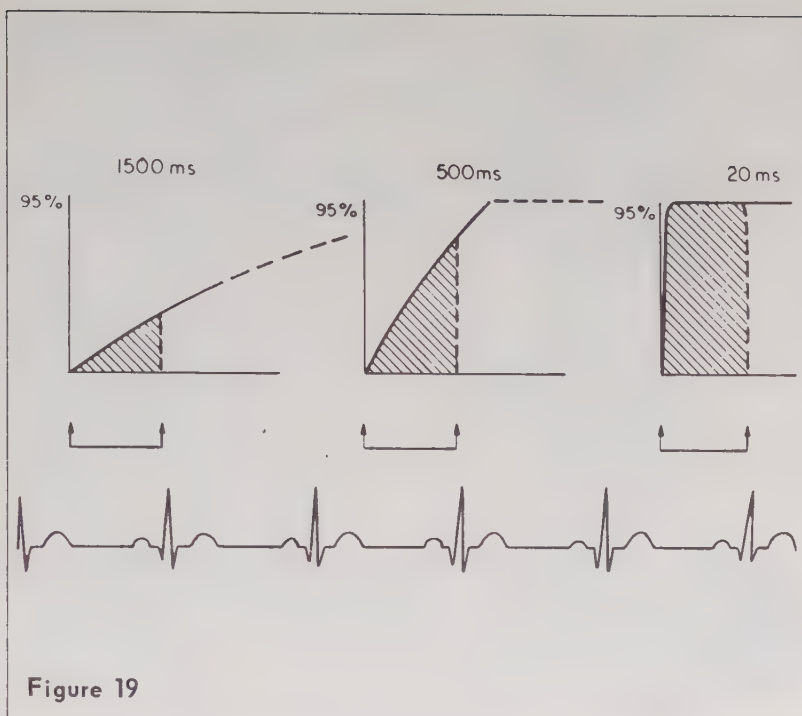


Figure 19

temps de montée en pression bref (25 ms), la seringue possède un "automatic flow control", c'est-à-dire que le débit choisi est maintenue tout au long de l'injection. Le diamètre, la longueur du cathéter et la viscosité du liquide de contraste, n'intervenant que pour une valeur limite: le débit maximal admissible.

2) Programmer les injections en fonction de l'E.C.G.

Une commande électronique à transistors accouplée à la seringue transforme la branche montante du R de l'E.C.G. en une impulsion électromagnétique qui module l'injection.

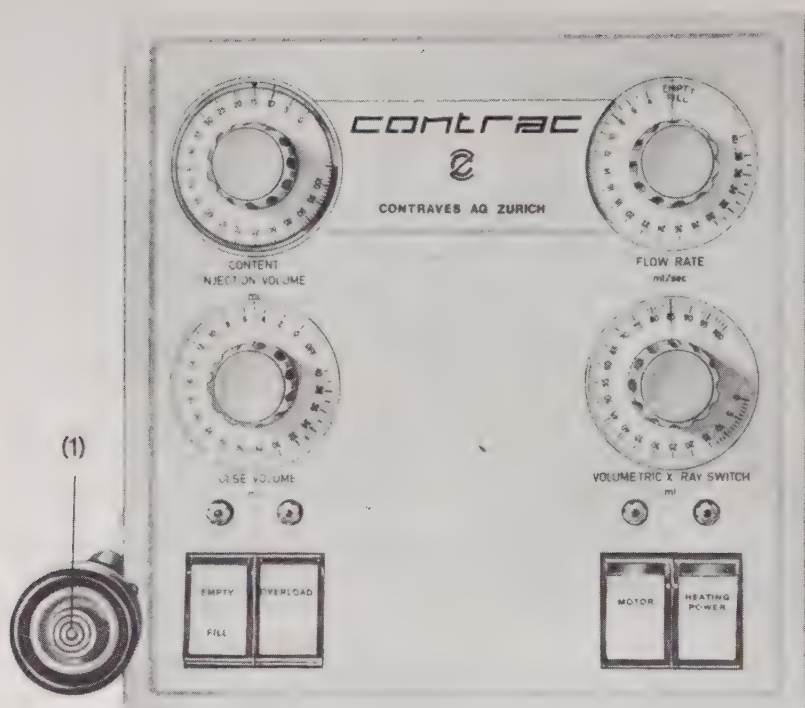
L'onde R dégage, après un delay que l'on peut choisir, une impulsion d'injection (duration) de longueur variable.

L'onde R, dans certains réglages, ne déclenche pas seulement une duration mais interrompt en même temps l'injection précédente.

2 - VUE D'ENSEMBLE DES ELEMENTS DE COMMANDE (figure 20).

1) Touche basculante " Fill/Empty ".

En position Fill le cylindre de la seringue se remplit. En position Empty le cylindre de la seringue est vidé (désaéré).



Le voyant lumineux se trouvant au-dessus de la touche basculante s'allume lors du remplissage, de la vidange et lors de l'injection.

La touche basculante n'agit que si le bouton de réglage Flow Rate se trouve en position Empty Fill.

2) Interrupteur à bascule "Heating Power".

Mise en marche du préchauffage du LC. Le voyant lumineux s'allume.

3) Interrupteur à bascule "Motor".

Mise en marche du Servo-moteur. A actionner en premier lieu. Le voyant lumineux s'allume.

4) Touche basculante "Overload".

Lorsque la pression dans le cathéter est trop forte (débit trop élevé) cette touche bloque l'injection. Le voyant s'allume. Appuyer sur la touche pour fonctionner à nouveau.

5) "Content Injection volume", Bouton de réglage.

Pré-réglage du volume à injecter. Repère pour le volume restant.

6) "Pulse volume".

Réglage d'un volume partiel reproductible.

7) "Flow Rate".

Débit d'injection.

8) Bouton de réglage, "Volumetric X-Ray Switch".

Déclenchement de la radiographie après le passage d'un certain volume de LC.

9) Touche de déclenchement manuel.

Pression devant rester enfoncée jusqu'à l'achèvement de l'ensemble du processus d'injection. En cas de troubles quelconques, en relâchant le bouton, le processus d'injection et le déclenchement des Rx peut être interrompu.

3 - COMMANDE ELECTRONIQUE PAR PROGRAMME (figure 21).

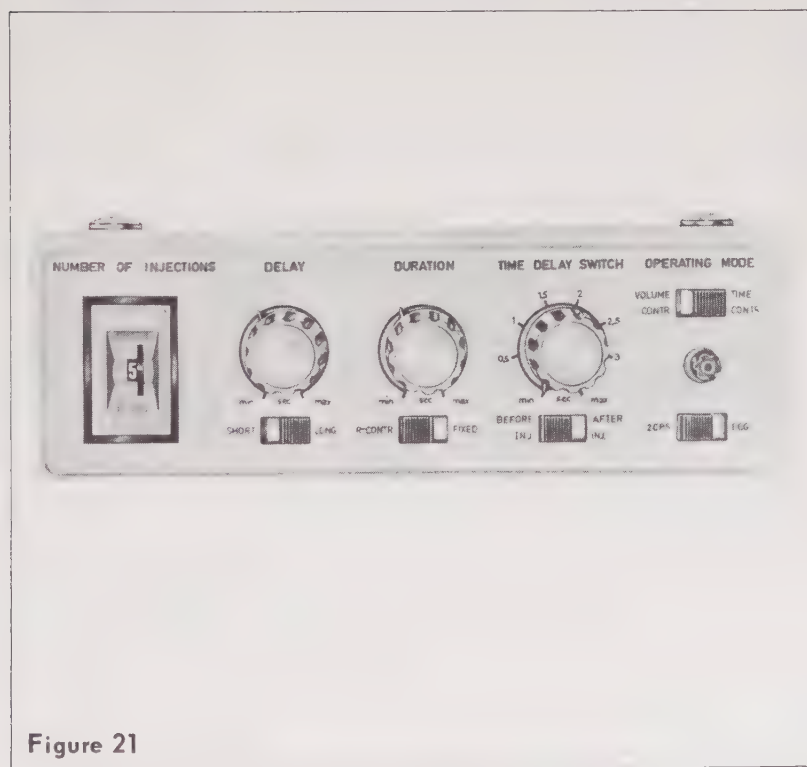


Figure 21

1) Sélecteur " Number of Injections ".

Nombre d'impulsions désirées.

2) Bouton de réglage " Delay "

3) Commutateur " Short/ Long ".

Réglage approximatif du delay.

4) Bouton de réglage " Duration ".

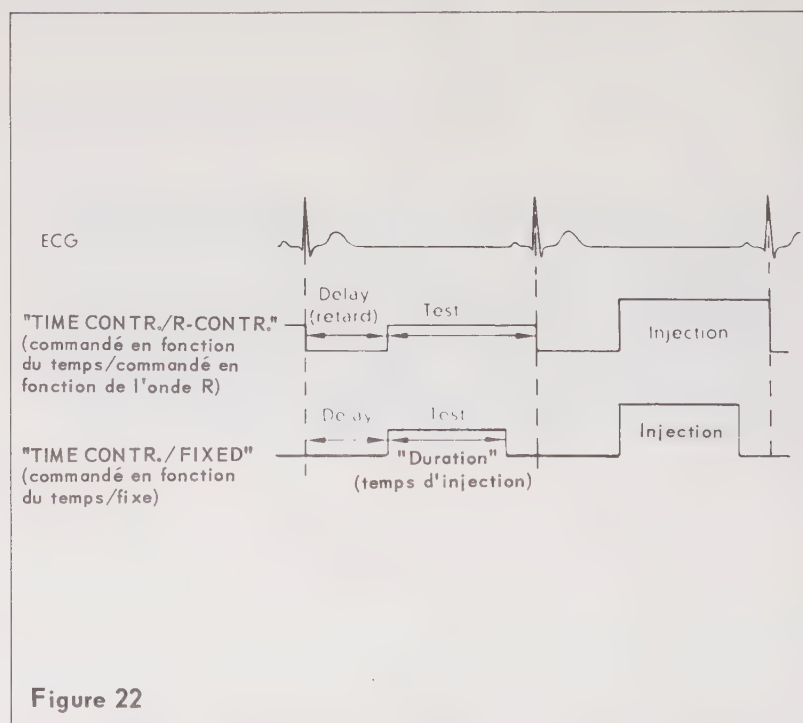
5) Commutateur " R - Contr/ Fixed ". (Figure 22)

- R Contr.

La durée se termine soit après une durée fixée auparavant, soit à la prochaine onde R dans la mesure où elle survient avant cette durée fixe préétablie.

- Fixed.

La fin de la durée correspond à la fin de la durée préétablie de l'injection.



6) Bouton de réglage " Time Delay Switch " (Figure 23).

Le déclenchement des Rx a lieu soit avec retard soit avec avance par rapport au début de l'injection.

7) Commutateur " Before inj./After inj. "

Déclenchement des Rx avant ou après l'injection.

8) Commutateur " Operating Mode "

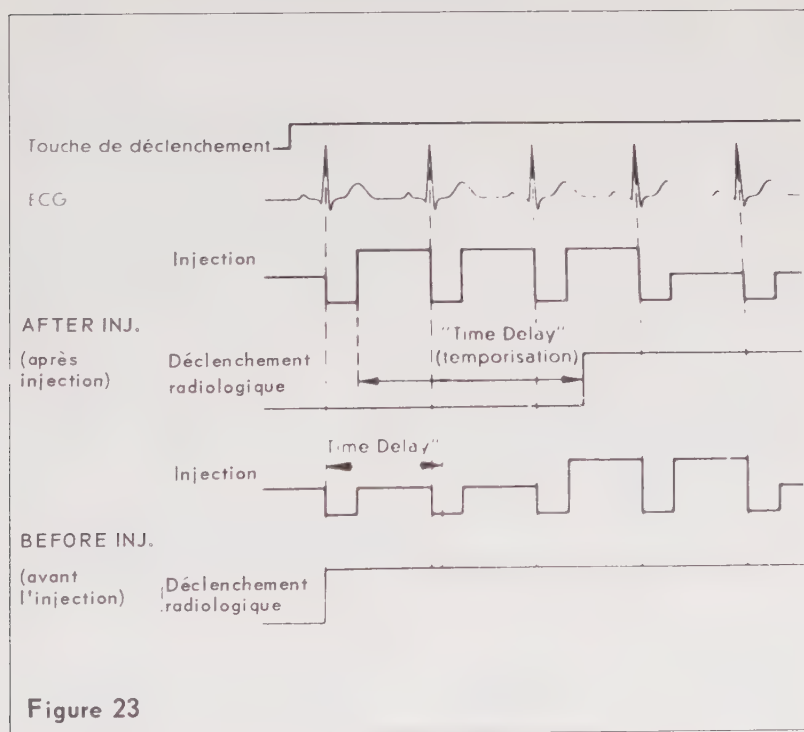
- Time Control, la durée de l'injection est déterminée par le bouton de réglage Duration et par le commutateur R Contr./Fixed.
- Volume Control, l'injection se termine lorsque le volume préréglé sur le coffret de commande à l'aide du bouton de réglage pulse volume a été injecté.

9) Commutateur 2CPS/ECG.

Position ECG: position normale, déclenchement par l'ECG.
Position 2 CPS: trigger-test avec une fréquence de 2 Hz.

10) Lampe de Contrôle.

S'allume pendant la durée d'impulsion.



4 - APERCUS DES AUTRES POSSIBILITES DE LA SERINGUE CONTRAC.

1) Vidéo-densitométrie en volume control.

Des quantités précises de LC sont injectées à une phase déterminée du cycle cardiaque.

2) La seringue Contrac 3 E peut servir de centre de commande pour toute l'installation radiologique. Elle peut ainsi commander à partir du pic d'une onde R de l'E.C.G., à la fois :

- Le départ des Rx, après un certain délai afin que les anodes tournantes puissent atteindre leur vitesse de rotation normale (Time delay switch - before inj.)
- L'injection du L.C.
- La mise en marche d'un sériographe ou d'une caméra de cinéma mono ou biplan.
- Le déclenchement d'un programmeur de rotation d'un berceau oscillant. Le signal de l'onde R de l'E.C.G. permettant de coordonner injection et rotation. Des études sont en cours pour appliquer cette méthode aux statifs du type Arcus. L'angiocardioraphie fractionnée trouvant là une de ses plus belles applications, l'injection est :
 - Soit unique, et on se sert alors du gain de temps d'observation Δt pour la rotation.
 - Soit répétée automatiquement lorsque la rotation a atteint un certain angle.

3) Le corps de seringue de 10 ml.

Sa fabrication récente a permis d'élargir la gamme des injections fractionnées vers les micro-volumes. Les constantes d'injection (débit, volume) sont le dixième des chiffres affichés. On doit choisir les valeurs dix fois plus grandes sur les échelles. Ce corps de seringue n'est pas encore commercialisé et reste encore du domaine expérimental. Les pressions sont très fortes sur le piston de la seringue et celle-ci ne peut encore être mise entre des mains inexpérimentées. Le temps de montée en pression est très faible, de l'ordre de 10 millisecondes, celle-ci s'effectuant également de façon linéaire. Ce corps de seringue de 10 ml ouvre la voie aux injections fractionnées dans les artères de petit calibre. Nous l'avons appliqué à la coronarographie sélective.

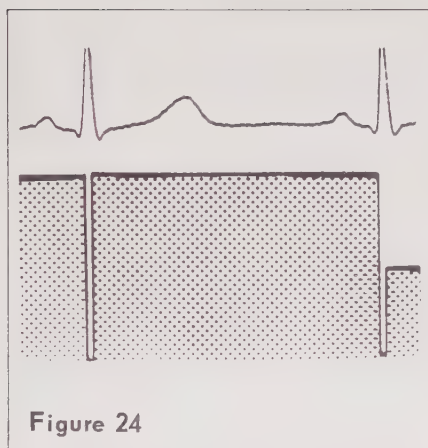
TECHNIQUE DE L'INJECTION FRACTIONNEE DU LIQUIDE DE CONTRASTE

1 - LE MOMENT DE L'INJECTION

Il joue un rôle essentiel. Il doit être choisi de telle sorte que pendant l'injection dans la cavité cardiaque correspondante, la valve distale soit fermée. C'est pourquoi on injecte en diastole dans les ventricules et en systole dans les oreillettes.

De même, on injectera diastoliquement, dans l'aorte sus-sigmoïdienne, afin que le liquide de contraste se dispose par couches sur les valves fermées et ne soit pas expulsé immédiatement. Nous utilisons cette technique dans deux cas :

- La recherche d'une fuite aortique diastolique.
- La coronarographie globale avec hyperpression intra-bronchique. Nous injectons ainsi les coronaires lors de la diastole qui correspond à leur phase de remplissage physiologique. Nous avons pu réduire du 1/3 la quantité de L C nécessaire par rapport aux injections systolo-diastoliques employées auparavant.



Enfin on injectera sur un cycle R - R (figure 24) pour obtenir un bon lévogramme lors d'injections dans l'artère pulmonaire.

2 - LE LIEU DE L'INJECTION

A) Le ventricule

Il est essentiel de savoir si on injecte dans la chambre de chasse, la pointe ou la chambre de remplissage.

1) Injection diastolique dans la chambre de remplissage

Le L C se mélange très vite avec le sang affluant et se répartit de façon assez homogène dans la cavité du ventricule.

2) Injection diastolique à la pointe du ventricule

Le ventricule n'est pas rempli constamment de façon homogène puisque le sang venant de l'oreillette éclaire la chambre de remplissage. Pendant l'injection le L C monte, avec une concentration relativement élevée, en direction de la base du cœur. Il se produit alors un front de contraste flottant alternativement à chaque phase de la révolution cardiaque. Les structures internes des ventricules sont ainsi vues soit en "réplétion complète" soit en "demi-teinte". Les contours d'un éventuel obstacle intra-cavitaire sont dessinés par le L C. L'injection à la pointe sera donc indiquée si on suspecte :

- Une tumeur intra-ventriculaire
- Une C M O
- Une sténose infundibulaire.

L'arrêt du L C par un obstacle intra-cavitaire et le va-et-vient du front de contraste dans le ventricule sont au mieux objectivés en cinéangiocardioraphie.

3) Injection diastolique dans la chambre de chasse du ventricule

Le L C est rapidement chassé vers l'aorte ou l'artère pulmonaire. Au cours de la diastole une faible quantité de L C tombe vers la pointe du cœur et colore le reste du ventricule. Une coloration complète du ventricule peut faire défaut lors de fréquences élevées. On injectera dans la chambre de chasse dans les cas suivants :

- Shunts à l'étage ventriculaire, avec étude du sens des courants.
- Etude (avec un fort contraste) de l'aorte ou de l'artère pulmonaire.

On peut ainsi dégager certaines indications de lieu d'injection dans les cardiopathies ; mais l'intérêt majeur de l'angiocardioraphie fractionnée étant la réduction du volume de L C, on se trouvera bien devant l'incertitude d'une association lésionnelle de refaire une injection à un autre niveau. On voit donc se dessiner **l'intérêt des injections répétées à différents niveaux dans le diagnostic précis des cardiopathies congénitales complexes.**

Reste à citer un point particulier : l'injection diastolique en aval d'une sténose mitrale ou aortique. Celle-ci, quoique non classique, permet cependant de représenter la sténose. Le sang, exempt de L C coule à travers la valvule en traits étroits et n'éclaire que très peu le ventricule ou l'aorte. Il reste donc un contraste puissant sur la valvule sténosée qui se courbe en forme de dôme dans le ventricule gauche plein de L C ou dans l'aorte.

B) Injection systolique fractionnée dans l'oreillette

Le liquide de contraste se répartit de façon homogène dans la systole à condition que l'injection ne se fasse pas trop près de l'auricule. Les shunts à l'étage auriculaire sont ainsi bien individualisés, la valvule auriculo-ventriculaire étant fermée lors de la phase de remplissage de l'oreillette (qui correspond à la systole du ventricule).

La représentation de la valvule mitrale peut se faire grâce à une injection systolique dans l'oreillette gauche (lors d'un cathétérisme transseptal ou en cas de foramen ovale perméable chez l'adulte). La valvule se dégage fortement par rapport au ventricule non rempli. On peut alors aisément observer son ouverture et le jet de liquide de contraste traversant la valvule mitrale, sa largeur et son intensité. Comme on n'a pas injecté en diastole, lors de la période cardiaque suivante, l'ouverture de la valvule, et le jeu des valves sont visibles.

Les phénomènes peuvent être observés aussi longtemps que les concentrations de liquide de contraste sont identiques dans l'oreillette et le ventricule. Plus la sténose mitrale est importante, plus ceci dure longtemps.

C) Injections dans l'artère pulmonaire

Elles se font avant tout pour représenter :

- L'arbre vasculaire pulmonaire.
- Les cavités gauches du cœur (sur des nourrissons ou de petits enfants).

Dans le premier cas il suffit de faire une injection diastolique. Dans le second cas il est indiqué d'injecter pendant plusieurs périodes entières (R - R). De cette façon le liquide de contraste s'enrichit de nouveau dans les cavités gauches du cœur.

D) Injections dans l'aorte ascendante

Nous avons vu ses indications essentielles :

- La recherche d'une fuite diastolique sigmoïdienne.
- La coronarographie globale.

Dans les 2 cas nous injectons uniquement en diastole. Nous avons abandonné les injections systolo-diastoliques pour les coronaires.

Les injections doivent se faire dans la partie sus-sigmoïdienne de l'aorte ascendante en évitant que l'extrémité du cathéter se loge dans un sinus de Valsalva.

3 - LES CONSTANTES D'INJECTION (DIASTOLIQUE)

A) Le débit d'injection

C'est la constante d'injection primordiale. Sa détermination regroupe toutes les autres constantes.

Le débit maximal possible, pour le cathéter utilisé et le L C correspondant, est donné par les tables : il ne devra jamais être dépassé. Le bouton de sécurité "overload" couperait alors l'injection. Avec la seringue Contrac 3E le débit affiché sera maintenu pendant tout le temps de l'injection.

Le débit s'écrit :

$$I = \frac{CM'}{td}$$

CM' dépend, pour une unique injection diastolique, du résidu post-systolique esv_0 et du volume de sang affluant en diastole (V) pour remplir le ventricule.

Nous négligerons en premier lieu, le volume du L C nécessaire pour teinter le résidu post-systolique et nous calculerons le volume de L C nécessaire pour V et le débit correspondant.

$$Ct = \frac{CM'}{V}$$

Pour une période cardiaque en situation hémodynamique stable $V = S V$ le cœur chasse en systole ce qu'il reçoit en diastole. Et :

$$CM' = C + S V \quad I = \frac{C + S V}{td}$$

$$S V = \frac{\text{Index cardiaque} \times \text{Surface corporelle}}{f}$$

or $f = \frac{60}{RR}$ RR en sec. lisible sur l'ECG.

$$I = \frac{\text{Index C.} \times Ct}{60} \cdot OF \cdot \frac{RR}{td}$$

OF = Surface corporelle donnée par les tables.

Comme $\frac{RR}{td} = TF$. Ce dernier sera calculé avant l'examen sur l'ECG.

$$\text{La grandeur } \frac{\text{Index c.} \times Ct}{60} = IF.$$

IF correspond au débit d'injection par m^2 lorsque $TF = 1$, c'est-à-dire

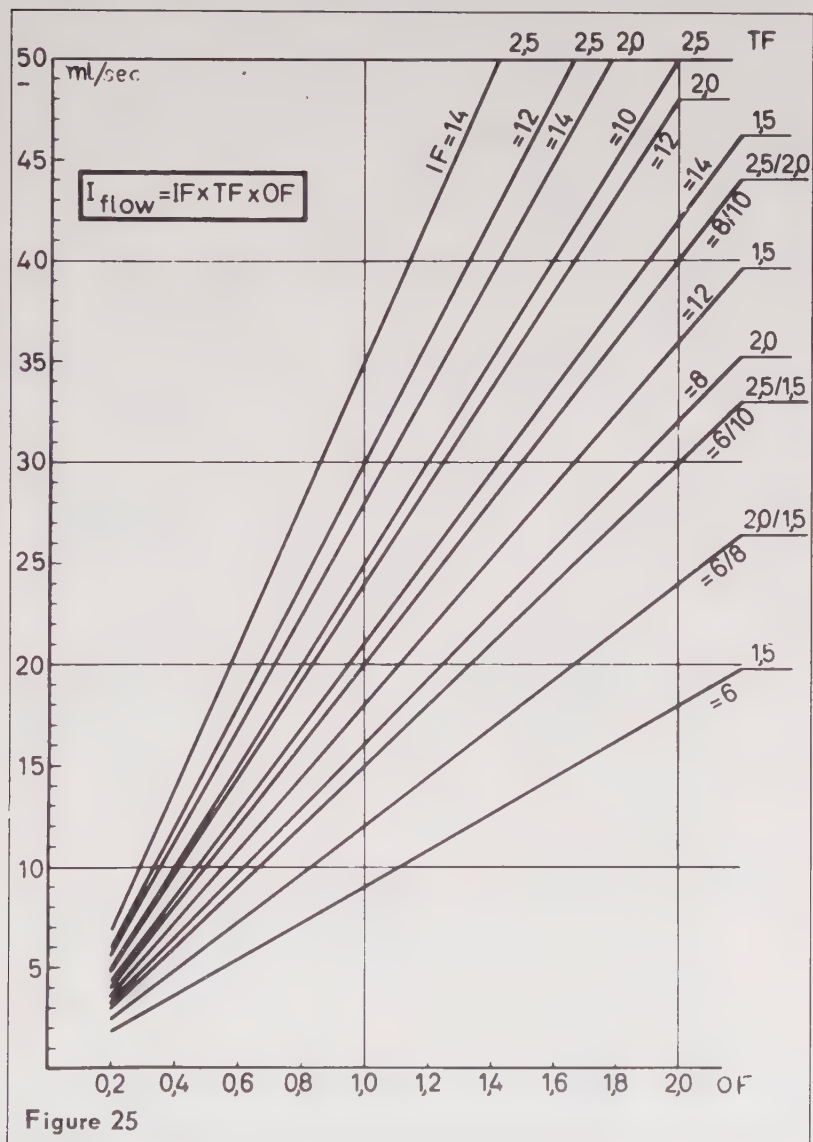
pour une injection continue. Il faut souligner la simplicité de cette expression.

Donc

$$I = IF \times TF \times OF$$

Le débit d'injection doit donc être d'autant plus élevé que la diastole est courte.

La figure 25 permet le calcul du débit, TF et OF étant connus avant l'examen, en fonction de différents IF. Voyons maintenant le choix de ce dernier facteur.



B) Le facteur IF

Il dépend, outre la phase cardiaque :-

- Du SV.
- De la Ct désirée.

Plus le SV est grand plus IF doit être élevé. Enfin la concentration du L C contenue dans le volume V (sang affluant en diastole) est réduite par le résidu post-systolique, c'est pourquoi elle doit être d'autant plus haute que esv_o est grand.

Le facteur IF s'écrit :

$$IF = \frac{I. td}{OF. RR}$$

et pour n injections diastoliques :

$$IF = \frac{I. td. n}{OF. RR. n}$$

$RR. n = \varepsilon RR$ et $ntd = nt \text{ dur} = t \text{ dur. total}$.

Or $I. t \text{ dur total} = CM'$

Donc

$$IF = \frac{CM'}{OF. \varepsilon RR}$$

1) En conséquence IF doit être choisi grand dans les cas suivants :

- Insuffisance cardiaque
 - Shunt important
 - Insuffisance valvulaire
- } Dilatation des cavités
ventriculaires : esv_o grand.
- Cœur normal à $SV\%$ élevé : on ne peut obtenir un enrichissement important dans ce cas. Et la concentration initiale doit donc être élevée pour utiliser un battement informatif de dilution.
 - Arythmies de tous types, car ici on risque d'avoir des temps d'injection très courts (diastoles courtes).

2) IF sera choisi assez bas dans les cas suivants :

- Cœur normal à $SV\%$ petit : un enrichissement fort est possible.
- Injections dans les endroits où le L C forme tout d'abord des "couches" et ne se dilue que lors de la phase suivante (aorte, chambre de chasse du ventricule, artère pulmonaire).
- Sténoses (indépendamment du lieu d'injection), puisqu'ici le L C est moins dilué ou plus lentement et s'enrichit fortement.

Le facteur IF se trouve entre 5 et 15 pour la zone de contraste optimal.

Les tableaux suivants montrent les valeurs empiriques de IF nécessaires dans différentes situations :

Ventricule Gauche injection diastolique IF		Ventricule Droit injection diastolique IF	
Normal	6 - 8	Normal	6 - 8
Sténose valvulaire ou sous-valvulaire de l'aorte.	6 - 9	Sténose infundibulaire ou valvulaire.	6 - 9
Coarctation, selon la taille de l'aorte.	10 - 12	Sténoses pulmonaires périphériques.	10 - 12
IA - IM		Fallot	8 - 12
faible	7 - 9		
moyenne	9 - 11		
forte	11 - 14		
CIV petite	7 - 9	CIV - CIA petite	7 - 9
moyenne	9 - 11	moyenne	9 - 11
grande	11 - 14	grande	11 - 14
Cardiopathie ischémique } Insuffisance ventriculaire }	9 - 11		
Oreillette Gauche injection systolique IF		Aorte injection diastolique IF	
Maladie mitrale, étude de la taille de l'o. G.	7 - 10	Normale	6 - 8
CIA.	11 - 14	RA (± IA légère)	6 - 8
		IA Légère-moyenne	8 - 10
		forte	10 - 12
Les injections fractionnées dans l'oreillette droite sont de peu d'intérêt, sauf pour les maladies de la tricuspide. (IF : 9 - 11).		Shunt G-D extra-cardiaque	10 - 12
		Shunt D-G vers l'aorte	
		Aorte à cheval	
		Truncus	
		Coronarographie globale	8 - 10

On a vu que la détermination de IF nécessite de connaître ERR qui représente le nombre de cycles cardiaques correspondant au nombre d'injections : comment le choisir ?

C) Nombre d'injections

Des injections répétées sont nécessaires pour obtenir l'enrichissement du L C. La montée de celui-ci est plus forte lors des 2 premières injections diastoliques et elle se nivelle d'autant plus vite que SV% est grand.

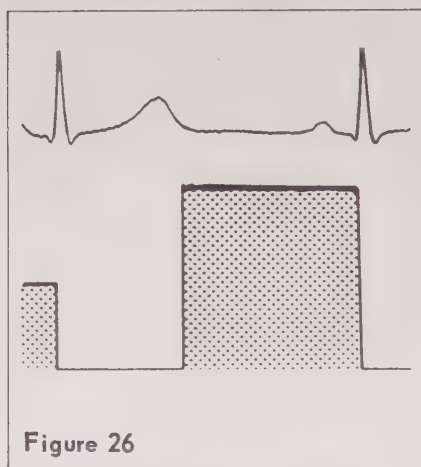
Dans la pratique on utilisera la possibilité de l'enrichissement du L C avant tout sur de gros cœur avec de grands edv.

Il faut noter que les gros cœurs avec SV élevées sont défavorables, car, sur ceux-ci l'enrichissement est faible et la dilution forte.

On accordera le plus grand soin pour le choix de n. à la taille de la chambre cardiaque et à l'importance probable du SV%.

La figure 18 résume le choix du nombre d'injections.

D) Pratique d'une injection diastolique fractionnée intra-ventriculaire



- Prendre la dérivation ECG qui a la plus grande variation positive de tension (onde R). Les amplitudes relatives de l'onde P et T doivent être plus petites que la moitié de l'onde R. Si l'onde P ou T est trop grande, inverser la polarité et utiliser pour la synchronisation une onde S.
- Régler le delay avec le bouton de même nom. Le réglage approximatif est fait par le commutateur, le réglage précis par le bouton de réglage. La fin de l'onde T est prise comme fin du delay.
- Mettre le commutateur Operating mode sur Time control.
- Placer le commutateur R. Contr/Fixed sur Fixed.
- Régler la durée d'injection maximum, au moyen du bouton duration, sur environ 1,5 RR.
- Ramener ensuite le commutateur R. contr/Fixed sur R.Contr.
- Vérifier que l'onde R interrompt l'injection et calculer td.
- Calculer OF par les tables.
- Calculer $TF = \frac{RR}{td}$
- Sélectionner le nombre d'injections nécessaires.

- Choisir IF.
- Déterminer I par l'abaque de la figure 24 et contrôler par le calcul. Afficher I sur le bouton flow Rate.
- Mettre le bouton pulse volume ainsi que le bouton Time Delay switch à zéro.

Commentaires :

Après l'enclenchement de la régularisation extra-systolique (R-contrôl) la branche montante de l'onde R ne libère pas seulement une impulsion d'injection (début du delay) mais coupe en même temps la durée précédente. Ainsi une ESV ayant lieu avant la fin de la durée empêche l'injection de se terminer. Elle est en même temps une impulsion pour l'injection suivante. Celle-ci tombe alors dans une pause compensatrice et augmente (compense) grâce à la durée (fixed) d'impulsion préréglée, d'une période et demi l'injection diastolique. Les éventuelles ondes R survenant au cours du delay sont dans tous les cas sans effet. **La régularisation extra-systolique est un élément essentiel dans l'injection fractionnée.**

E) Le volume d'injection CM'

C'est la dernière constante à déterminer puisque sa diminution (son calcul) est la résultante de toutes les autres et la base de cette technique.

On vérifiera que $CM' = I \cdot t_d = I \cdot OF \cdot \varepsilon_{RR}$.

4 - INJECTIONS DIASTOLIQUES FRACTIONNEES DANS LES ARYTHMIES

1) *En cas de fibrillation auriculaire*, on prendra comme durée préréglée (fixed) une diastole longue et un temps t_d un peu arbitraire car t_d varie tout comme RR. L'expérience prouve que ce réglage approximatif convient fort bien.

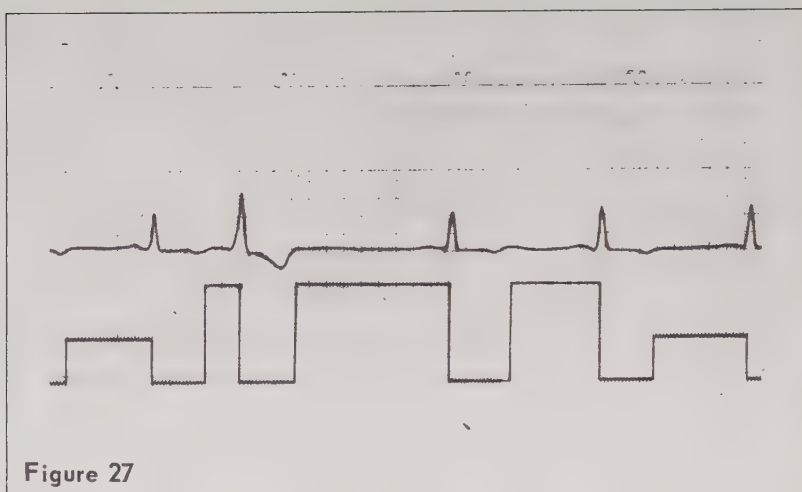
2) *Les ESV en salve*

Si l'injection était coupée par chaque ESV il s'en suivrait des durations excessivement brèves nécessitant un débit d'injection très élevé impossible à obtenir.

Par ailleurs avec ces durations courtes on obtiendrait des TF au-dessus de 3 qui s'avèrent mauvais pour le contraste.

Pour éviter celles-ci, on règle l'amplitude du R de façon moyenne et non pas de façon basse.

Et le réglage fixed sur 1,5 RR permet d'injecter la pause compensatrice qui suit la salve d'ESV.



La perte de LC par la fuite systolique au cours des ESV (la valvule d'amont n'est pas fermée) est minime et tolérable.

3) *Un seul problème ne semble pas résolu :*

Les ESV de morphologie QS qui ne sont pas prises comme signal par le programmeur. Nous n'avons pu jusqu'à ce jour trouver de solution à cet aspect imprévisible du complexe extra-systolique.

5 - EN CINEANGIOCARDIOGRAPHIE ON SE TROUVERA BIEN DE CALCULER LE TEMPS TOTAL D'OBSERVATION + TOTAL POUR LE DEROULEMENT PRECIS DU FILM

6 - LE LIQUIDE DE CONTRASTE

Toutes nos injections fractionnées ont été faites avec le Radio-Selectan 76 % dont la tolérance fut excellente. Les incidents peu fréquents ou minimes. Pour 510 injections ils comprennent :

1) *Troubles du rythme au moment de l'injection. Les troubles du rythme étant plus imputables à la technique elle-même qu'au produit de contraste*

a) Tachycardie supra-ventriculaire sinusale ou nodale : 3

Une première réduite spontanément en trois minutes : l'opacification ayant été jugée mauvaise, une seconde injection a pu être menée à bien après retour au rythme sinusal et cette fois-ci sans incidents.

Une seconde qui a nécessité un choc électrique externe : pas de seconde injection.

Une troisième spontanément résolutive par manipulation de la sonde dans le ventricule : Une seconde injection a pu être effectuée ici sans incidents.

b) Bloc auriculo-ventriculaire à cadence lente : 3

Il s'agit ici de troubles du rythme survenant au cours des coronarographies globales. Deux ont nécessité une perfusion d'Isuprel, le dernier fut spontanément résolutif.

c) Tachycardie ventriculaire : 1, résolution par choc électrique externe

Ne sont pas inclus dans ces incidents :

- Les troubles du rythme brefs ou sans gravité (ESV en salves, lambeaux brefs de tachycardie supra-ventriculaire ou de dissociation auriculo-ventriculaire).
- Les troubles du rythme à l'induction de l'anesthésie générale pour les coronarographies globales.

2) Nous n'avons pas observé d'intolérance au Radio-Selectan 76% ni d'effraction de paroi par celui-ci

3) Le volume de Radio-Selectan 76% injecté varie entre 2,7 ml (minimum) et 38 ml (maximum)

Les faibles volumes nous ont permis, dans un certain nombre de cas, plusieurs injections à différents niveaux du cœur et dans différentes incidences chez le même malade.

7 - INJECTION SYSTOLIQUE FRACTIONNEE. PRATIQUE

- Régler le delay au minimum (commutateur sur short).
- Mettre sur Time control le commutateur Operating mode.
- Mettre sur Fixed le commutateur R.Contr./Fixed.
- Régler le temps d'injection par le bouton duration, la fin de l'onde T servant de repère de fin d'injection.
- Les constantes d'injection sont déterminées sur le même principe que pour une injection diastolique. ts remplace td, et $TF = \frac{RR}{ts}$

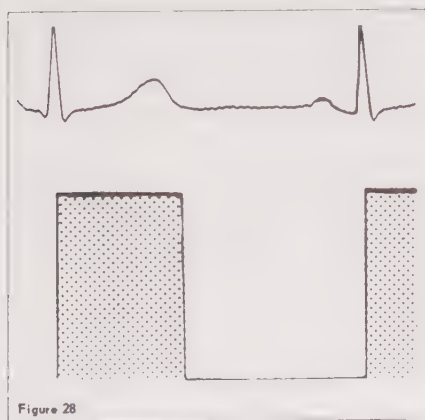


Figure 28

8 - INJECTIONS DIASTOLIQUES FRACTIONNEES EN CORONAROGRAPHIE SELECTIVE (seringue de 10 ml)

Nous avons appliqué le principe général de l'angiocardigraphie fractionnée aux injections sélectives dans les coronaires; le corps de seringue de 10 ml de la contrac 3E nous a permis les injections diastoliques de faibles volumes correspondantes au flux physiologique discontinu des coronaires.

Les images obtenues sont très satisfaisantes, de qualité égale à celles des injections manuelles.

La régularisation extra-systolique et le choix d'un temps (fixed) prédéterminé restent les bases de la méthode.

Mais le mode de détermination des constantes d'injection est plus simple.

Nous prenons arbitrairement un volume limite que nous ne dépassons pas (2,5-3,5 ml), de là on calcule simplement le débit par un rapport volume/ temps.

Nous sommes actuellement au stade initial de la méthode (4 malades) mais elle nous semble prometteuse car :

- Nous avons pu réduire la quantité de L C (radio-Selectan 76 %) espérant ainsi réduire les accidents, **tout en conservant des images très correctes.**
- Nous disposons d'une méthode **objective** (avec des constantes chiffrables) **pour apprécier la toxicité des produits de contraste en coronarographie sélective** où, jusqu'à présent, le plus grand empirisme règne puisque le volume injecté n'est jamais précisé objectivement.

RESULTATS

Nous avons pratiqué 314 examens. Ils se répartissent de la façon suivante :

- Coronarographie globale	157
- Aortographie sus-sigmoïdienne	69
- Ventriculographie Gauche	53
- Ventriculographie Droite	31
- Coronarographie sélective (seringue 10 ml)	4
	314

Nous avons pratiqué en tout 504 injections diastoliques fractionnées et 6 injections systoliques fractionnées. En effet :

- Sur les 157 Coronarographies globales en OAG, 61 ont nécessité une deuxième incidence en OAD.
- Les 4 coronarographies sélectives représentent 16 injections (2 incidences pour chaque coronaire). Nos premiers résultats avec cette nouvelle seringue 10 ml nous incitent à poursuivre et à généraliser cette nouvelle méthode en coronarographie sélective où la réduction du volume de L C est un facteur déterminant pour réduire les incidents observés.
- Les 69 aortographies sus-sigmoïdiennes ont été faites dans la même incidence.
- Les 53 ventriculographies gauches ont été faites en OAD. Nous avons fait 24 injections supplémentaires en OAG pour parfaire le diagnostic et 38 injections complémentaires à des niveaux différents du VG (pointe, canal aortique).
- Les 31 ventriculographies droites ont été faites en face et profil (ou OAG) non simultanée. 18 injections à des niveaux différents du VD (chambre de remplissage, infundibulum) ont été faites, jointes à 6 injections dans l'oreillette droite. On obtient ainsi 86 injections fractionnées dans les cavités droites.

CONCLUSION

Avec les progrès de la chirurgie cardiaque, une représentation radiologique riche en contraste de détails des structures internes du cœur et de leurs fonctions s'avérait nécessaire.

L'injection continue a ouvert la voie de l'angiocardigraphie mais elle comporte une série de désavantages que la méthode fractionnée évite point par point.

C'est le mérite de **Schad** et **Stucky** d'avoir mis au point tout à la fois le matériel nécessaire à la méthode et les bases théoriques, puis d'avoir formulé une technique cohérente de l'angiocardigraphie fractionnée.

1 - LA THEORIE REPOSE SUR LES BASES SUIVANTES :

- Economie du L C et prolongation du temps d'observation sont liées : le facteur d'économie de L C est l'inverse du facteur temps TF. Cela signifie que lors d'une injection fractionnée on peut augmenter le temps d'observation d'un facteur TF par rapport au temps effectif d'injection et on peut diminuer pendant le même temps la quantité de L C d'un facteur $\frac{1}{TF}$.
- Le facteur TF représente une mesure de la prolongation du temps d'observation grâce à cette méthode. Il dépend de la durée de la période cardiaque par rapport au temps d'injection et de la durée de la systole par rapport à la diastole.
- Le nombre n d'injections nécessaires correspond au quotient du temps total d'observation désiré divisé par RR. Et le temps total d'injection est le produit du temps total d'observation par l'inverse du TF.
- La concentration du L C grâce à une injection diastolique atteint une concentration limite représentée par le produit de la concentration initiale par l'inverse du rapport systolique d'éjection.
- L'augmentation de la concentration est plus importante avec un bas rapport systolique d'éjection.
- Le facteur d'enrichissement tend vers une limite qui correspond à l'inverse du rapport systolique d'éjection. Un enrichissement peut-être d'autant plus élevé que le rapport systolique d'éjection est petit. Mais réciproquement, pour atteindre des valeurs approchantes de la valeur limite, il faut, pour un rapport systolique d'éjection décroissant, de plus en plus d'injections diastoliques.
- La concentration initiale la plus élevée possible doit toujours être recherchée. Lorsque ceci ne sera pas réalisable on compensera alors par une injection supplémentaire pour essayer d'obtenir un battement informatif de dilution supplémentaire.

- Une fois l'injection terminée, le volume absolu de L C ne chute qu'au cours de la systole, alors que la concentration, elle, ne diminue qu'au cours de la diastole.
- L'enrichissement tombe très brusquement avec le premier battement après la fin de l'injection, moins fort par contre avec le deuxième battement.

2 - LA SENSATION DE CONTRASTE ET L'INFORMATION EN ANGIOCARDIOGRAPHIE FRACTIONNEE SE DEDUISENT DES FAITS SUIVANTS :

- Plus les images comportent d'intervalles de densités perceptibles plus la sensation de contraste change souvent sur un endroit précis de l'image et plus la quantité d'information est élevée.
- Les facteurs de qualité d'une image angiocardiographique sont un contraste global réduit et un contraste de détail élevé.
- L'exigence essentielle d'une image angiocardiographique est la richesse de la gamme des contrastes.
- En angiocardiographie, le diagnostic est d'autant plus sûr et d'autant plus complet que les détails sont nombreux et que l'observation est longue.
- Les concentrations élevées n'apportent aucun avantage supplémentaire pour l'image, au contraire elles font même diminuer les contrastes perceptibles à l'oeil et perdre la sensation de relief.
- Les injections fractionnées permettent :
 - Un changement de contraste constant aussi bien à l'intérieur des cavités cardiaques qu'entre les cavités et les gros vaisseaux qui en sortent.
 - D'observer plusieurs fois les phénomènes grâce au gain de temps.
 - D'injecter à un autre endroit le L C économisé et ceci pour une meilleure information.

3 - LA SERINGUE CONTRAC 3E REPRESENTE L'INSTRUMENT MAJEUR QUI A PERMIS CE TRAVAIL. SA CONSTRUCTION DEVAIT REpondre A DEUX IMPERATIFS :

- Obtenir une injection suffisante en un temps très court, c'est-à-dire des temps de montée en pression très faibles. Le système hydro-pneumatique de celle-ci permet d'atteindre 95 % de la valeur maximum en 20 . 30 millisecondes.
- Programmer les injections en fonction de l'électro-cardiogramme. La branche montante de l'onde R servant de signal de commande. Celle-ci libère une impulsion d'injection (après un delay que l'on peut choisir) on interrompt, dans certains réglages, en même temps l'injection précédente.

Elle peut encore servir pour la vidéo-densitométrie ou comme module de commande couplé à un système rotatif pour une étude multiplane des cavités cardiaques.

Enfin, tout récemment, un corps de seringue de 10 ml est venu enrichir ses possibilités : les micro-volumes et les micro-débits s'avèrent ainsi plein d'intérêt en radiologie vasculaire sélective.

4 - LA TECHNIQUE, PROPREMENT DITE, COMPREND :

A) La détermination des constantes d'injection

- Le moment de l'injection : systolique dans les oreillettes, diastolique dans les ventricules; ce qui correspond à leur phase respective de remplissage.
- Le lieu de l'injection imprime son propre caractère au but recherché.
- Le débit d'injection est la constante primordiale à déterminer. Ceci peut-être fait approximativement par une abaque et vérifier ensuite par le calcul. Le débit I s'écrit :

$$I = IF \cdot TF \cdot OF$$

- Le facteur d'injection IF correspond au débit d'injection par m^2 lorsque $TF = 1$, c'est-à-dire pour une injection continue. Il a été déterminé empiriquement pour différentes situations pathologiques. Il s'écrit :

$$IF = \frac{CM'}{OF \cdot \varepsilon RR}$$

- Le nombre n d'injections dépend surtout de la taille de la chambre cardiaque et de l'importance du rapport systolique d'éjection.
- Les constantes OF (surface corporelle) et $TF = \frac{RR}{td}$ seront déterminées avant l'examen.

B) La pratique de l'injection fractionnée diastolique nécessite : certains réglages précis dont la complexité n'est qu'apparente

L'expérience prouve que la mise au point est assez rapide. La régularisation extra-systolique et le pré-réglage d'un temps (fixed) de 1,5 RR sont les éléments majeurs de cette technique.

C) Le volume CM' sera la dernière constante à afficher

Sa réduction étant la base de cette technique :

$$CM' = I \cdot td$$

5 - LE LIQUIDE DE CONTRASTE (Radio. Sélectan 76 %)

Il nous a donné pleine satisfaction tant au niveau des images et du contraste de détail que pour sa tolérance : les incidents sont minimes et peu fréquents.

6 - ENFIN NOUS AVONS APPLIQUE LA METHODE A LA CORONAROGRAPHIE SELECTIVE GRACE A UNE SERINGUE DE 10 ML

Les résultats, peu nombreux encore, semblent plein de promesse tant en coronarographie qu'en radiologie vasculaire sélective périphérique.

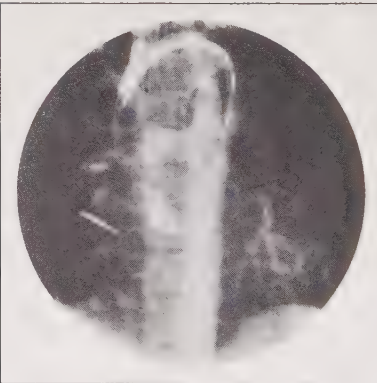
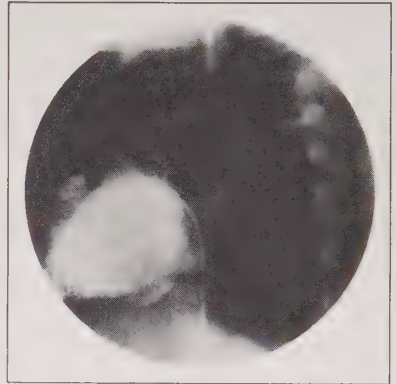
OBSERVATION N° 1

Enfant A. 14 ans

Clinique :

Blalock à l'âge de 2 ans. Aggravation de la dyspnée et de la cyanose. Angiocardiographie dans le but d'apprécier la taille respective AP - Aorte.

Ventriculographie droite (clichés) :



(Aortographie rétrograde)

Constantes d'injection :

OF : $0,83 \text{ m}^3$

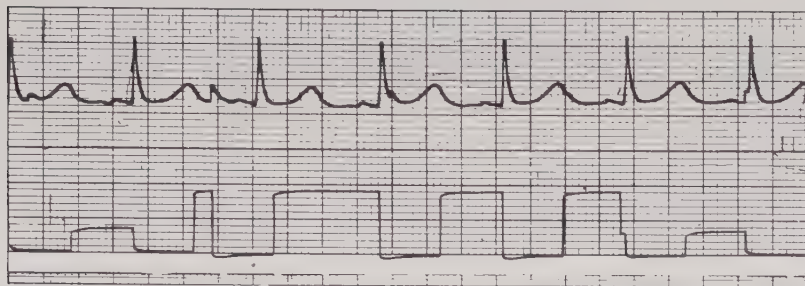
n : 4. 4 pulses semblent suffisants pour cette fréquence cardiaque assez rapide et surtout en raison du SV% vraisemblablement haut (shunt), avec une cavité ventriculaire droite certainement dilatée sur la Radiographie standard.

IF : 12 (assez élevé pour les mêmes raisons).

TF : 2

I : 20 ml/s.

CM¹ : 28 ml.



Commentaires :

Le volume injecté est un peu élevé pour une injection fractionnée mais il s'agit d'un mauvais cas pour la méthode (SV% élevé). Un parasitage par un phénomène de période 1,04 s. introduit une perturbation dans l'injection. Un spike de parasitage fait office d'onde R. Le deuxième pulse est en partie systolique.

Le signal de l'onde R avait été réglé trop bas. L'isolement total des sériographes devrait permettre d'éviter ces parasites.

Compte-rendu :

Face : Aorte naissant du VD. CIV. Au temps aortique opacification de l'artère pulmonaire gauche par le Blalock.

Légère sténose du Blalock sur son abouchement dans l'artère pulmonaire gauche. Aorte à gauche.

Profil : présence d'un infundibulum atrésique.

Une aortographie rétrograde sus-sigmoïdienne a été faite. (3ème cliché).

Celle-ci confirme l'opacification (modeste) des A.P. par le Blalock. Il ne s'agit pas d'artères bronchiques comme dans un truncus type IV.

Conclusion :

Fallot extrême (pseudo-truncus).

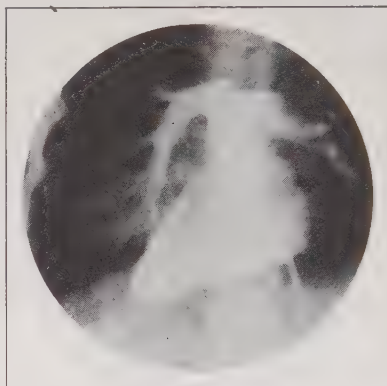
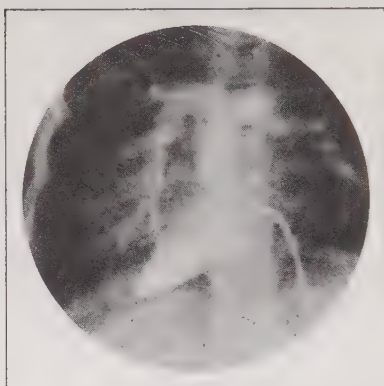
OBSERVATION N° 2

Enfant B. 13 ans

Clinique :

Bilan chez un enfant suspect de Transposition corrigée.

Ventriculographie droite : (Cinéma)



Constantes :

OF : $0,8 \text{ m}^2$

n : 3. Fréquence cardiaque normale. Cœur de volume sensiblement normal.

IF : 8

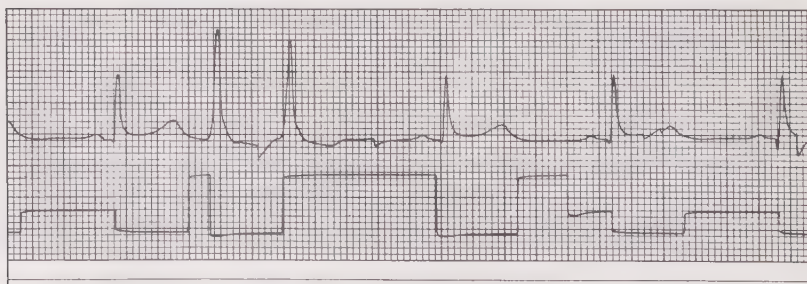
TF : 1,8

I : 9 ml/s (abaque). $11,5 \text{ ml/s}$ par le calcul.

La différence correspond à l'imprécision relative de l'abaque car la droite $\text{IF} = 6/8$ correspond à un TF peu précis $2,0/1,5$.
Le débit choisi fut 10 ml/s .

CM^g : 14 ml .

Temps pré-régulé (fixé) : 1 cycle R-R = 1 seconde.



Commentaires :

2 ESV. La deuxième ESV survient au cours du delay (juste à sa fin) et reste sans effet bloquant. 1 diastole longue compensatrice complètement injecté. Le troisième pulse est amputé avant l'onde R (les 14 ml sont épuisés). C'est dire l'intérêt parfois d'afficher un volume total élevé même si tout n'est pas injecté (on ne peut jamais prévoir qu'il n'y aura pas d'ESV avec une longue pause compensatrice).

Compte-rendu :

VD ayant la morphologie d'un VG et vice versa. Du VG part une AP médiane et plutôt postérieure.

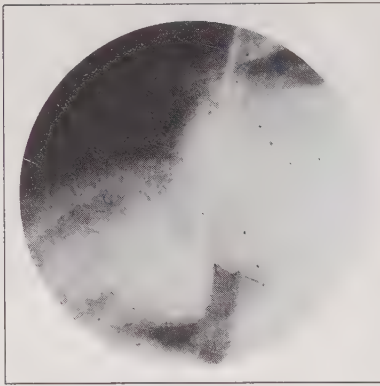
OBSERVATION N° 3

Madame J. Adulte

Clinique :

Bilan pré-opératoire d'une maladie mitrale. Recherche d'une insuffisance aortique associée.

1 - Ventriculographie gauche : (cinéma)



Constantes :

OF : $1,4 \text{ m}^2$

n : 5. La fréquence cardiaque est rapide et de plus le volume cardiaque fortement augmenté avec un esvo élevé (insuffisance cardiaque avec IM).

IF : 10 relativement élevé.

TF : 1,5 (fibrillation auriculaire = TF arbitraire, RR = 1,5 td).

I : 21 ml/s par le calcul. 17 ml par l'abaque. 17 ml/s choisi.

CM¹ : 38 ml.

Temps prérégulé (Fixed) = 1,44 seconde.



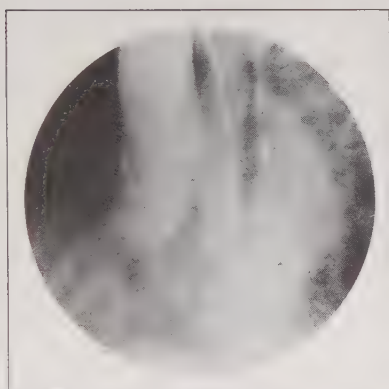
Commentaires :

Il s'agit ici du volume maximum injecté par cette méthode (sujet en insuffisance cardiaque réunissant toutes les conditions nécessitant un volume assez élevé). Salve d'ESV qui n'arrête pas l'injection (réglage correct de l'amplitude de R.) : longue injection pendant la salve d'ESV dont le temps correspond au temps (fixé) préréglé. Amputation du cinquième pulse (38 ml épuisés). Parasitage de période 1,04 seconde non bloquant.

Compte-rendu :

IM marquée surtout aux dépens de la grande valve. RM calcifié.

2 - Aortographie sus-sigmoïdienne (cinéma):



Constantes :

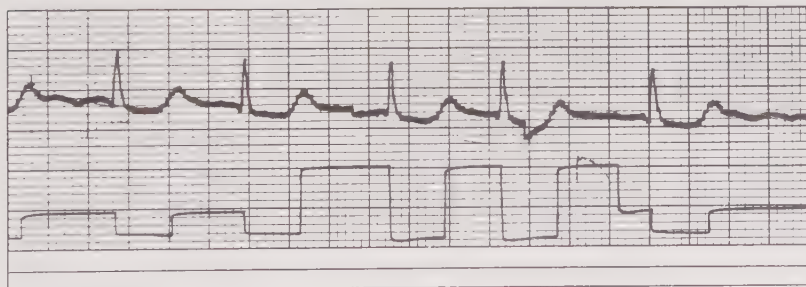
n : 3. La fréquence s'est un peu ralentie, de plus dans le cas présent (recherche d'une IA) on peut se contenter d'un enrichissement plus faible.

IF : 8

TF : 1,5

I : 16 ml/s par le calcul.
17 ml par l'abaque.

CM' : 17 ml.



Commentaires :

Troisième pulse amputé, les 17 ml sont épuisés.

Compte-rendu :

IA = 0.

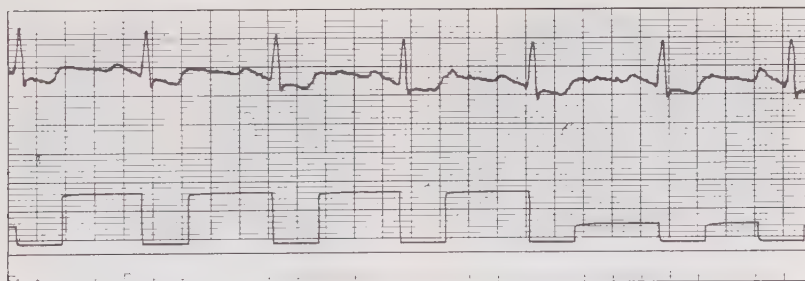
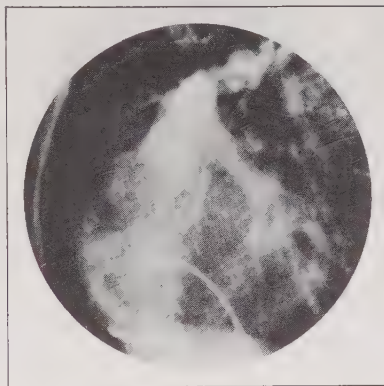
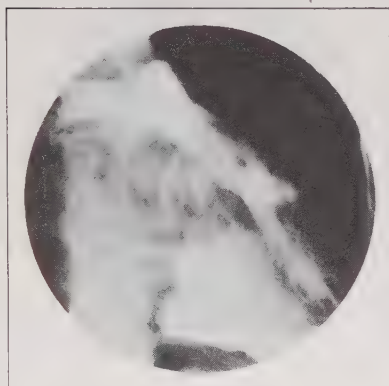
OBSERVATION N° 4

Madame T. Adulte .

Clinique :

Dyspnée modérée. Pas de cyanose. Cathétérisme droit évoquant un shunt D-G modeste. Bilan sur la demande de la malade.

Ventriculographie droite (clichés):



Constantes :

OF : 1,6 m²

n : 4

IF : 6. Cœur de volume normal à la radiographie.

TF : 1,5

I : 15 ml/s par le calcul. 14 ml/s par l'abaque. 15 ml/s choisi.

CM^g : 34 ml.

Commentaires :

TF bas.

Compte-rendu :

Sténose infundibulaire modérée. Pas de sténose valvulaire. CIV importante.

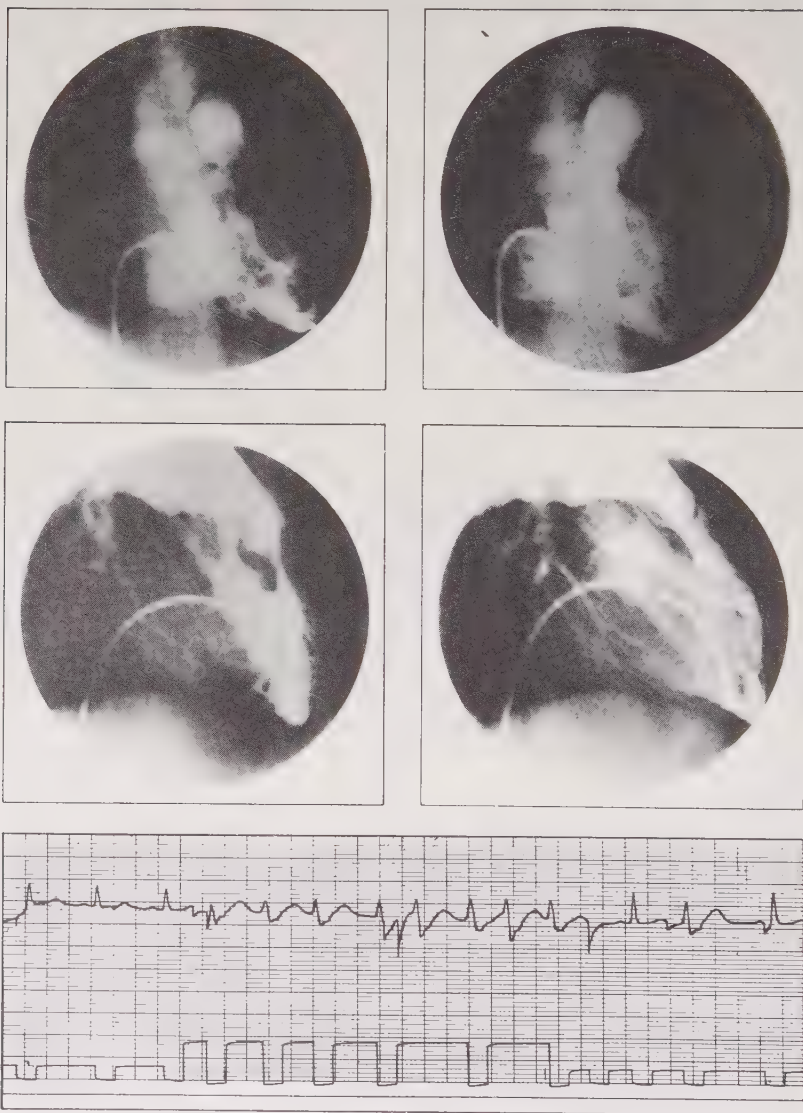
OBSERVATION N° 5

Enfant V. 15 ans

Clinique :

Tétralogie de Fallot. Intervention de Barret en 1958.

Ventriculographie droite (clichés) :



Constantes :

OF : 0,84 m²

n : 6. Fréquence cardiaque élevée. Dilatation du VD à la radiographie (esvo élevé).

IF : 10

TF : 1,3

I : 11 ml/s par le calcul. Pas de détermination par l'abaque (TF trop bas).

CM^a : 26 ml.

Commentaires :

Mauvais réglage du delay quine va pas jusqu'à la fin de l'onde T (TF bas). Parasitage de période 1,72 seconde. Certaines ESV coupent l'injection. Le nombre n d'injections est élevé, bien que SV % soit fort (shunt) car l'enrichissement est faible et la dilution forte sur ces gros cœur à SV % élevé.

Compte-rendu :

Malgré le réglage défectueux des constantes et la salve d'ESV, les images sont relativement correctes.

Sténose infundibulaire, paraissant réactionnelle à une forte sténose valvulaire. Dilatation post-sténotique du tronc de l'AP. L'aorte est peu dextroposée. Sur le profil, le diamètre de l'AP est presque identique à celui de l'aorte.

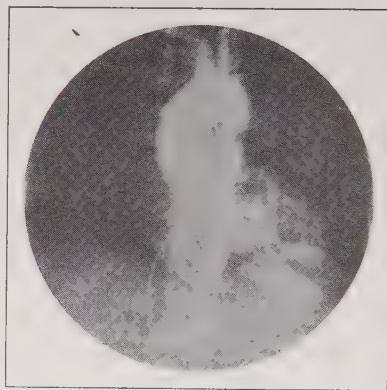
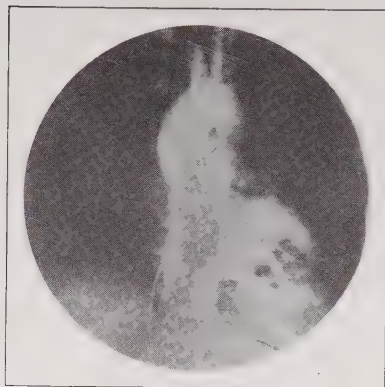
OBSERVATION N° 6

Monsieur M. Adulte

Clinique :

Tétralogie de Fallot. Blalock à 7 ans.

Ventriculographie droite (clichés).





Constantes :

OF : $1,81 \text{ m}^2$

n : 3. Cœur de volume normal. Rythme sinusal normal.

IF : 10

TF : 1,5

I : 27 ml/s par le calcul. 27 ml/s par l'abaque.

Ce débit élevé est nécessaire car n'est seulement de 3 et TF est faible.

Néanmoins, on choisit un débit plus faible car le débit maximal du cathéter était de 20 ml/s .

On choisit 18 ml/s .

CMth théorique (avec un débit de 27 ml/s) : 54 ml .

CM^e effectif (I = 18 ml/s) : 34 ml .

Commentaires :

Le troisième pulse est amputé, les 34 ml sont épuisés car le débit affiché ne correspond plus au td calculé.

Il est probable que 2 pulses auraient été suffisants.

Compte-rendu :

Blalock faiblement perméable. Aorte extrêmement dextroposée et de gros calibre. CIV large.

Pas d'opacification des AP par le VD. Tardivement à la phase aortique, on voit apparaître surtout à gauche des artères à topographie bronchique jouant certainement un rôle de suppléance pour la circulation pulmonaire.

OBSERVATION N° 7

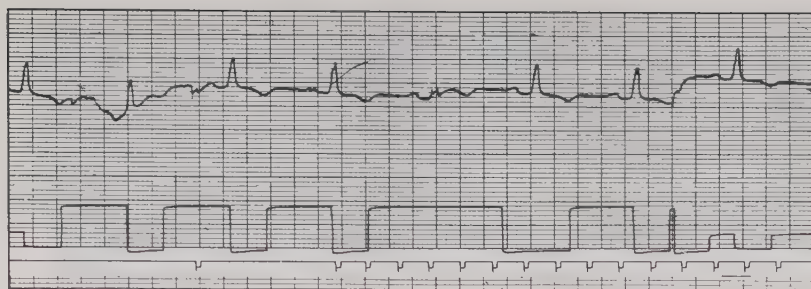
Monsieur G. Adulte

Clinique :

Insuffisance cardiaque globale. Bilan. Cardiopathie ischémique ou éthylique.

Coronarographie globale fractionnée. (clichés)





Constantes :

OF : 1,4 m²

n : 6. Dilatation cardiaque. (esvo élevé).

IF : 6

TF : 1,5

I : 12 ml/s par le calcul. 11 ml/s par l'abaque. 11 ml/s choisi.

CM⁰ : 37 ml.

Temps prérégulé (Fixed) = 1,12 seconde.

Commentaires :

On préfère prendre un nombre n d'injections élevé (SV% faible avec gros cœur), plutôt qu'un IF élevé, car sur ces cœurs il est difficile d'obtenir une grande Ctd₁ et il est préférable de rechercher un battement informatif de dilution supplémentaire.

Par ailleurs, cette technique qui s'appuie sur le remplissage discontinu (diastolique) des coronaires nécessite de préférence un nombre n assez élevé, plutôt qu'un fort débit d'injection (grande Ctd₁), à condition de programmer le sériographe en conséquence. Ceci est en opposition avec notre ancienne technique d'injection continue en coronarographie globale où nous cherchions toujours à obtenir le débit maximum.

Un complexe supra-ventriculaire microvolté non bloquant et une durée longue correspondant au temps fixé prérégulé. Le sixième pulse est amputé en totalité, les 37 ml sont injectés. Une partie du LC a été injecté en systole (4e pulse).

Compte-rendu :

Coronarographie globale normale en OAG.

OBSERVATION N° 8

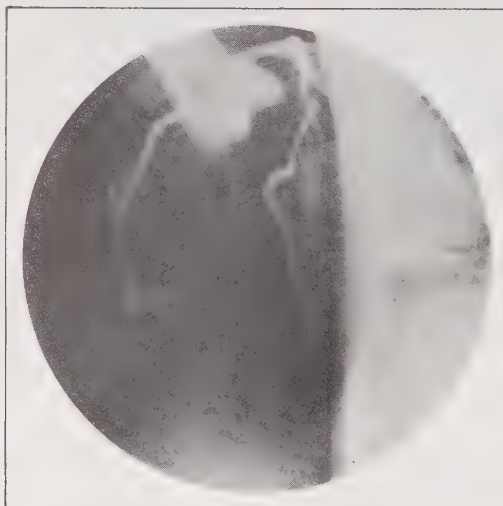
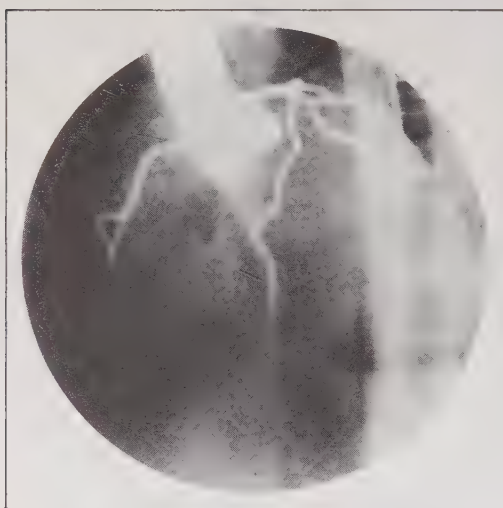
Monsieur G. Adulte

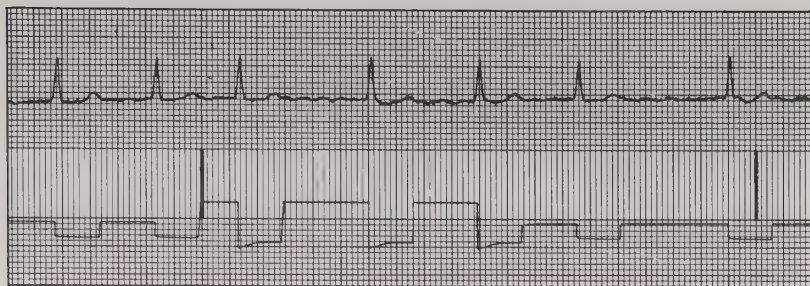
Clinique :

Souffle systolique découvert au service militaire. HVG radiologique. ECG : HVG. Fibrillation auriculaire.

Carotidogramme de CMO.

Coronarographie globale fractionnée (clichés).





Constantes :

OF : 1,85 m²

n : 3

IF : 8

TF : 1,7 (arbitraire, malade en F.A.).

I : 26 ml/s par le calcul (débit maximum du cathéter). 22 ml/s par l'abaque. 22 ml/s choisi.

CM⁸ : 36 ml.

Commentaires :

n=4 aurait été plus indiqué et aurait permis de réduire le débit.

Compte-rendu :

Sténose étendue de l'IVA dans sa portion proximale. La sténose est intermittente, systolique.

L'artère reprend un calibre normal en diastole.

Cet aspect a été confirmé par une coronarographie sélective gauche en cinéma.

Conclusion :

Pont musculaire pouvant être en rapport avec une cardiomyopathie sous-valvulaire prédominant dans la région du septum.

OBSERVATION N° 9

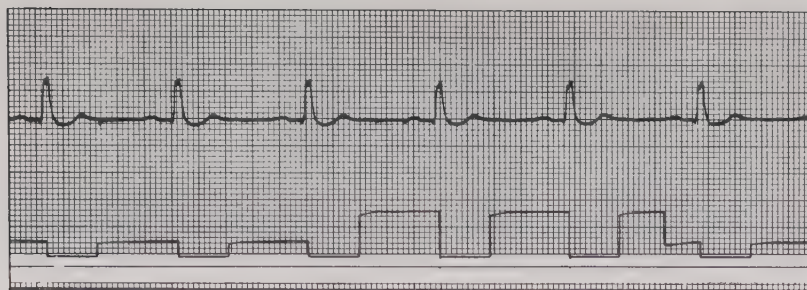
Madame G. Adulte

Clinique :

Douleurs angineuses atypiques.

Coronorographie sélective fractionnée (clichés et cinéma) :





1 - Coronaire gauche (en OAD) presque un profil).

CM' : 2,7 ml (prédéterminé)

n : 3

t dur total : 18/10 seconde.

I : 1,5 ml/s.

Commentaires :

Un réglage malheureux de dernière minute a porté le débit à 1,7ml/s, ainsi le troisième pulse est amputé car les 2,7ml sont épuisés.

2 - Coronaire droite (en OAG) (Pas de tracé ni de cliché représentés).

CM' : 3,5 ml

n : 3

t dur total : 18/10 seconde.

I : 1,9 ml/s.

Compte-rendu :

Coronaires normales.

BIBLIOGRAPHIE

BERNHARD (A), STUCKY (J.P.), SCHAD (N), RINGDAL (R) - *Die Bewegungen der Mitralklappe. Fortschr. Röntgenstr.* 104 (1966), 456.

KEATS (Th.E.), LODWICK (G.S.), KOENIG (G.F.) - *Some aspects of cine- and high speed serial angiographic techniques. Amer. J. Roentgenol.* 83 (1960), 1067.

SCHAD (N), BRUNNER (H) - *Kineangiokardiographie angeborener Herzfehler unter Drehung des Patienten. 3. Symposium Cine-radiographicum Antwerpen 1965. Médecine et Audio Vision Paris V* (1966), 59.

SCHAD (N) - *Die intermittierende kontrastmittelinjektion in das Herz. Georg Thieme Verlag. Stuttgart.*

SCHAD (N) - *Concentration of contrast material in angio-cardiography during phased and continuons injection. Am. J. Roentgen* 1970, 109, I, 25 - 36.

SCHAD (N), STUCKY (J.P.), BRUNNER (H), SCHAD (N) WELLANER (J) - *Intermittent phased injection of contrast material into heart, Am. J. Roentgen*, 1968, 104, 464 - 475.

STUCKY(J.P.), BERNHARD(A), RINGDAL(R), SCHAD(N) - *Kinematographische Studien am Mitralklappenapparat. 3. Symposium Cine-radiographicum Antwerpen 1965. Médecine et Audio Vision Paris.*

Imprimerie SAMACETA
92, Rue de Richelieu
PARIS 2^{ème}

Dépot légal n° 71/0152
2^{ème} Trimestre 1971

